

VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS

Olga CHABAROVA

KAULINIO AUDINIO PATOLOGIJOS
POVEIKIO ŽMOGAUS STUBURO
STABILUMUI SKAITINIS TYRIMAS

DAKTARO DISERTACIJA

TECHNOLOGIJOS MOKSLAI,
MECHANIKOS INŽINERIJA (T 009)



LEIDYKLA
Vilnius TECHNIKA 2020

Disertacija rengta 2015–2020 metais Vilniaus Gedimino technikos universitete.

Vadovas

prof. habil. dr. Rimantas KAČIANAUSKAS (Vilniaus Gedimino technikos universitetas, mechanikos inžinerija – T 009).

Konsultantas

prof. dr. Vidmantas ALEKNA (Vilniaus universitetas, medicina – M 001).

Vilniaus Gedimino technikos universiteto Mechanikos inžinerijos mokslo krypties disertacijos gynimo taryba:

Pirmininkas

prof. dr. Dalius MAŽEIKAS (Vilniaus Gedimino technikos universitetas, mechanikos inžinerija – T 009).

Nariai:

doc. dr. Sergejus BORODINAS (Vilniaus Gedimino technikos universitetas, mechanikos inžinerija – T 009),

doc. dr. Julius GRIŠKEVIČIUS (Vilniaus Gedimino technikos universitetas, mechanikos inžinerija – T 009),

habil. dr. Tomasz LEKSZYCKI (Varšuvos technologijos universitetas, Lenkija, mechanikos inžinerija – T 009),

prof. habil. dr. Narūnas PORVANECKAS (Vilniaus universitetas, medicina – M 001).

Disertacija bus ginama viešame Mechanikos inžinerijos mokslo krypties disertacijos gynimo tarybos posėdyje **2020 m. birželio 23 d. 10 val.** Vilniaus Gedimino technikos universiteto senato posėdžių salėje.

Adresas: Saulėtekio al. 11, LT-10223 Vilnius, Lietuva.

Tel.: (8 5) 274 4956; faksas (8 5) 270 0112; el. paštas doktor@vgtu.lt

Pranešimai apie numatomą ginti disertaciją išsiųsti 2020 m. gegužės 22 d.

Disertaciją galima peržiūrėti VGTU talpykloje <http://dspace.vgtu.lt> ir Vilniaus Gedimino technikos universiteto bibliotekoje (Saulėtekio al. 14, LT-10223 Vilnius, Lietuva).

VGTU leidyklos TECHNIKA 2020-015-M mokslo literatūros knyga

<http://leidykla.vgtu.lt>

© VGTU leidykla TECHNIKA, 2020

© Olga Chabarova, 2020

olga.chabarova@vgtu.lt

VILNIUS GEDIMINAS TECHNICAL UNIVERSITY

Olga CHABAROVA

NUMERICAL INVESTIGATION OF THE EFFECT OF BONE TISSUE PATHOLOGY ON HUMAN SPINE STABILITY

DOCTORAL DISSERTATION

TECHNOLOGICAL SCIENCES,
MECHANICAL ENGINEERING (T 009)



LEIDYKLA
Vilnius TECHNIKA 2020

Doctoral dissertation was prepared at Vilnius Gediminas Technical University in 2015–2020.

Supervisor

Prof. Dr Habil. Rimantas KAČIANAUSKAS (Vilnius Gediminas Technical University, Mechanical Engineering – T 009).

Consultant

Prof. Dr Vidmantas ALEKNA (Vilnius University, Medicine – M 001).

The Dissertation Defence Council of Scientific Field of Mechanical Engineering of Vilnius Gediminas Technical University:

Chairman

Prof. Dr Dalius MAŽEIKAS (Vilnius Gediminas Technical University, Mechanical Engineering – T 009).

Members:

Assoc. Prof. Dr. Sergejus BORODINAS (Vilnius Gediminas Technical University, Mechanical Engineering – T 009),

Assoc. Prof. Dr Julius GRIŠKEVIČIUS (Vilnius Gediminas Technical University, Mechanical Engineering – T 009),

Habil. Dr Tomasz LEKSZYCKI (Warsaw University of Technology, Poland, Mechanical Engineering – T 009),

Prof. Dr Habil. Narūnas PORVANECKAS (Vilnius University, Medicine – M 001).

The dissertation will be defended at the public meeting of the Dissertation Defence Council of Mechanical Engineering in the Senate Hall of Vilnius Gediminas Technical University at **10 a. m. on 23 June 2020**.

Address: Saulėtekio al. 11, LT-10223 Vilnius, Lithuania.

Tel.: +370 5 274 4956; fax +370 5 270 0112; e-mail: doktor@vgtu.lt

A notification on the intend defending of the dissertation was send on 22 May 2020.

A copy of the doctoral dissertation is available for review at VGTU repository <http://dspace.vgtu.lt> and at the Library of Vilnius Gediminas Technical University (Saulėtekio al. 14, LT-10223 Vilnius, Lithuania).

Reziumė

Šioje disertacijoje nagrinėjamos slankstelių, paveiktų kaulinio audinio patologijos, savybės ir jų poveikis stuburo stabilumo praradimui. Pagrindinis tyrimo objektas – žmogaus juosmens dalies fragmentas, sudarytas iš trijų slankstelių, tarpusavyje sujungtų tarpslanksteliniais diskais. Disertacijos tikslas – taikant baigtinių elementų metodą ištirti slankstelių kaulinio audinio patologijos įtaką izoliuoto slankstelio ir stuburo fragmento stabilumui.

Darbo tikslui pasiekti, analizuojant pažeistų osteoporoze slankstelių elgseną, sprendžiami tris uždaviniai. Pirmas uždavinys – suformuluoti stuburo struktūrinio stabilumo baigtinių elementų modelį. Antras uždavinys suformuluotas siekiant nustatyti stuburo juosmens dalies slankstelio lūžio prognozės veiksnius. Trečias uždavinys – ištirti juosmens dalies kaulinio audinio patologijos įtaką stuburo globalaus stabilumo praradimui.

Disertaciją sudaro įvadas, keturi skyriai, bendrosios išvados, naudotos literatūros, autoriaus publikacijų disertacijos tema sąrašai, santrauka anglų kalba ir 3 priedai.

Įvadiniamame skyriuje aptariama tiriamoji problema, darbo aktualumas, pristatomas tyrimų objektas, formuluojamas darbo tikslas ir uždaviniai, aprašoma tyrimų metodika, darbo mokslinis naujumas, darbo rezultatų praktinė reikšmė, ginamieji teiginiai. Pirmasis skyrius skirtas literatūros analizei.

Antrajame skyriuje pasiūlytas žmogaus stuburo geometriškai netiesinis tampriosios analizės BEM modelis. Šio modelio slankstelio kortikalinis apvalkalas modeliuojamas kaip plonasienis kevalas, o trabekulinis audinys – kaip erdvinis trimatis kūnas.

Trečiajame skyriuje pateikiama stuburo juosmens dalies L3 slankstelio paveikto kaulinio audinio patologijos stabilumo analizė. Nustatyta, kad nestabilumą sukelia lokalusis kortikalinio kaulo klupumas, atsirandantis dėl kortikalinio kaulo suplonėjimo ir ryšių tarp dviejų terpių degradacijos. Taip pat duotos išvados apie veiksnius veikiančius slankstelių laikomąją galią, ir slankstelių lūžio prognozės pagerinimo rekomendacijos.

Ketvirtajame skyriuje pateikiama žmogaus stuburo juosmens dalies L2–L4 stabilumo analizė. Nustatyta, kad dėl kaulinio audinio patologijos susidaranti papildoma slankstelių deformacija sukelia šlyties jėgas dėl kurių įvyksta globalusis stuburo stabilumo praradimas. Duotos išvados apie kaulinio audinio patologijas veikiančius slankstelių kortikalinio kaulo stabilumą ir stuburo bendrą stabilumą.

Disertacijos tema paskelbtos keturios publikacijos: trys – mokslo žurnaluose, įtrauktuose į *Clarivate Analytics Web of Science* sąrašą, viena – kituose žurnaluose. Disertacijos tema perskaityti septyni pranešimai Lietuvos bei kitų šalių konferencijose ir seminaruose.

Abstract

The present dissertation considers the influence of the human vertebral bone pathology on the loss of spinal stability. The main object of the research is a fragment of the human lumbar spine consisting of three vertebrae joint with the intervertebral discs. The purpose of this dissertation is to investigate the effect of the pathology of the vertebral bone tissue on the stability of an isolated vertebral and spinal fragment using the finite element method.

In order to achieve the aim of the thesis, three tasks were solved: to formulate a finite element model of the structural spinal stability; to determine the prognostic factors for vertebral fracture of the lumbar spine; to investigate the effect of lumbar bone tissue pathology on the loss of global spinal stability.

The dissertation consists of the introduction, four chapters, general conclusions, list of the used literature, author's publications on the topic of the dissertation, summary in English and 3 appendices.

The introductory chapter deals with the research problem, the relevance of the thesis, presents the subject of the research, formulates the purpose and tasks of the thesis, describes the research methodology, scientific novelty of the thesis, research findings practical value, the defended statements, and the chapter ends with the author's publications and presentations at conferences and seminars. The first chapter is devoted to literature analysis.

The second chapter proposes the two – level geometrically nonlinear elastic FEA model to analyze the stability of the lumbar spine segment. The pathological changes affecting the stability are characterized in this chapter also.

In the third chapter, there is given an analysis of the stability of the L3 vertebra in the presence of bone tissue pathology. It is determined that the instability of the pathological vertebra is caused by the local buckling of the cortical bone that is caused by the thinning of the cortical bone and degradation of the bond between the cortical bone and the trabecular tissue.

In the fourth chapter, there is given an analysis of the stability of the human lumbar spine L2–L4. It was found that the additional shear deformations caused by the pathology of the bone tissue entail the loss of global stability of the lumbar spine segment. The chapter ends with conclusions about the factors of the pathology of the bone tissue that affect the prediction of the stability of both cortical bone and the lumbar spine segment.

There are 4 publications published on the topic of the dissertation: 3 in scientific journals included in the *Clarivate Analytics Web of Science* list, 1 in scientific journals with citation index. 7 speaker papers were presented at conferences and seminars in Lithuania and other countries.

Žymėjimai

Simboliai

C_{10} – Neo-Hookean medžiagos konstanta

D – Neo-Hookean medžiagos konstanta

E – tamprumo modulis, MPa

F – gniuždymo apkrova, kN

\mathbf{F} – apkrovos vektorius

G – šlyties modulis, MPa

\bar{h} – slankstelio aukščio pokytis, %

K_0 – tūrinis tamprumo modulis

\mathbf{K}_{dis} – didelių poslinkių standumo matrica

\mathbf{K}_G – deformuotos struktūros standumo matrica

\mathbf{K}_{geom} – geometrinė poslinkių matrica

\mathbf{K}_{GL} – globali tangentinė standumo matrica

\mathbf{K}_{lin} – tiesinė standumo matrica

ROM – stuburo judamojo segmento judesio amplitudė, °

t – laikas, s

\mathbf{u} – poslinkių vektorius

u_x – horizontalusis poslinkis, mm

u_z – vertikalusis poslinkis, mm
 Δb – slankstelių šlytis, mm
 $\Delta \mathbf{F}$ – apkrovos prieaugio vektorius
 μ_0 – šlyties modulis
 ν – Puasono koeficientas
 ρ – tankis, kg/m³
 σ – von Mizeso įtempiai, MPa
 σ_y – stiprumo riba, MPa
 ω – kampinis poslinkis, °

Santrumpos

BE – baigtiniai elementai
BEM – baigtinių elementų metodas
BMI – body mass index (*kūno masės indeksas*)
FE – finite elements (*baigtiniai elementai*)
FRAX – fracture-risk algorithm (*lūžio rizikos skaičiuoklė*)
KMI – kūno masės indeksas
KMT – kaulų mineralinis tankis
KT – kompiuterinė tomografija
ROM – Range of Motion (*judesio amplitudė*)
SJS – stuburo judamasis segmentas
 μ BE – mikrobaigtiniai elementai

Turinys

IVADAS	1
Problemos formulavimas.....	1
Darbo aktualumas.....	2
Tyrimų objektas.....	2
Darbo tikslas.....	3
Darbo uždaviniai	3
Tyrimų metodika	3
Darbo mokslinis naujumas	3
Darbo rezultatų praktinė reikšmė	4
Ginamieji teiginiai.....	4
Darbo rezultatų aprobavimas.....	4
Disertacijos struktūra.....	5
1. ŽMOGAUS STUBURO BIOMECHANIKOS MODELIŲ IR TYRIMO METODŲ ANALIZĖ	7
1.1. Stuburo ir slankstelių anatomija bei biomechanika.....	7
1.2. Slankstelio kortikalinis kaulas ir kremzlinė plokštelė.....	11
1.3. Kaulinio audinio patologija.....	12
1.4. Stuburo nestabilumas	14
1.5. Stuburo modeliavimas	18
1.5.1. Viso stuburo modeliai.....	19
1.5.2. Stuburo juosmens dalies modeliai	20

1.5.3. Stuburo elementų modeliai.....	21
1.6. Pirmojo skyriaus išvados ir disertacijos uždavinių formulavimas	26
2. STABILUMO UŽDAVINYS IR BAIGTINIŲ ELEMENTŲ MODELIS.....	29
2.1. Stabilumo uždavinys – esminiai teiginiai ir sąvokos	29
2.2. Stabilumo uždavinio matematinis modelis	32
2.2.1. Pagrindinės priklausomybės.....	32
2.2.2. Apkrovos ir kraštinės sąlygos.....	34
2.3. Stuburo fragmento geometrija	35
2.4. Kaulinio audinio patologija.....	37
2.5. Baigtinių elementų modeliai	41
2.6. Antrojo skyriaus išvados.....	45
3. SLANKSTELIO STABILUMO TYRIMAI.....	47
3.1. Parametrinis slankstelio stabilumo tyrimas įvairių aprovimų atvejais	47
3.1.1. Slankstelio modelis esant trabekulinio kaulo pokyčiams	47
3.1.2. Mechaninių savybių pokyčių įtaka slankstelio stabilumui	49
3.2. Kaulinių audinių defektų įtakos slankstelio stabilumui tyrimas	55
3.2.1. Slankstelio modelis esant kortikalinio kaulo pokyčiams	55
3.2.2. Geometrijos pokyčių įtaka slankstelio stabilumui	56
3.2.3. Rezultatų aptarimas	60
3.3. Skaičiuojamojo modelio validacija.....	65
3.4. Trečiojo skyriaus išvados.....	67
4. STUBURO JUOSMENS DALIES FRAGMENTO STABILUMO TYRIMAS.....	69
4.1. Stuburo juosmens dalies modelis.....	69
4.2. Slankstelių stabilumo praradimas	71
4.2.1. Slankstelio deformavimas	71
4.2.2. Slankstelio lūžio mechanizmas.....	73
4.3. Stuburo stabilumo praradimas	75
4.3.1. Stuburo juosmens dalies deformavimas	75
4.3.2. Stuburo ašies skersinis poslinkis	79
4.4. Ketvirtojo skyriaus išvados.....	81
BENDROSIOS IŠVADOS	83
LITERATŪRA IR ŠALTINIAI.....	85
AUTORĖS MOKSLINIŲ PUBLIKACIJŲ DISERTACIJOS TEMA SĄRAŠAS	101
SUMMARY IN ENGLISH.....	103
PRIEDAI ¹	119
A priedas. Disertacijos autorės sąžiningumo deklaracija	120

¹ Priedai pateikiami pridėtoje kompaktinėje plokštelėje.

B priedas. Bendraautorių sutikimai teikti publikacijoje skelbtą medžiagą mokslo daktaro disertacijoje	121
C priedas. Autorės mokslinių publikacijų disertacijos tema kopijos	134

Contents

INTRODUCTION	1
Formulation of the problem.....	1
Relevance of the thesis	2
The object of research	2
The aim of the thesis	3
The tasks of the thesis	3
Research methodology	3
Scientific novelty of the thesis	3
Practical value of the research findings.....	4
The defended statements	4
Approval of the research findings	4
Structure of the dissertation.....	5
1. ANALYSIS OF HUMAN SPINE BIOMECHANICAL MODELS AND RESEARCH METHODS	7
1.1. Anatomy and biomechanics of the spinal column and vertebrae	7
1.2. Cortical bone and endplate of the vertebra	11
1.3. Bone tissue pathology	12
1.4. Spine instability	14
1.5. Spine modelling	18
1.5.1. Whole spine models	19
1.5.2. Lumbar spine models	20

1.5.3. Spine element models.....	21
1.6. Conclusions of chapter 1 and formulation of the thesis tasks	26
2. STABILITY PROBLEM AND FINITE ELEMENT MODEL.....	29
2.1. Essential statements and concepts of stability problem	29
2.2. Mathematical model of the stability problem	32
2.2.1. Governing equations.....	32
2.2.2. Loads and boundary conditions.....	34
2.3. Geometry of the spine fragment.....	35
2.4. Bone tissue pathology	37
2.5. Finite element models of spinal elements	41
2.6. Conclusions of chapter 2.....	45
3. INVESTIGATION OF THE VERTEBRAL STABILITY	47
3.1. Parametric study of vertebral stability at different loads	47
3.1.1. Vertebra model in the presence of trabecular bone changes.....	47
3.1.2. Effect of mechanical properties changes on vertebra stability	49
3.2. Investigation of the influence of bone defects on vertebra stability.....	55
3.2.1. Vertebra model in the presence of cortical bone changes.....	55
3.2.2. Effect of geometry changes on vertebra stability	56
3.3. Validation of the numerical model.....	65
3.4. Conclusions of chapter 3.....	67
4. INVESTIGATION OF THE LUMBAR SPINE STABILITY	69
4.1. Lumbar spine model	69
4.2. Vertebra buckling	71
4.2.1. Vertebra deformity	71
4.2.2. Vertebra fracture mechanism.....	73
4.3. Loss of spine stability	75
4.3.1. Deformation of Lumbar Spine.....	75
4.3.2. Transversal shift of spine axis	79
4.4. Conclusions of chapter 4.....	81
GENERAL CONCLUSIONS	83
REFERENCES	85
LIST OF PUBLICATIONS BY THE AUTHOR ON THE TOPIC OF THE DISSERTATION	101
SUMMARY IN ENGLISH.....	103
ANNEXES ¹	119
Annex A. Declaration of academic integrity	120

¹ The annexes are supplied in the enclosed compact disc.

Annex B. The co-authors' agreements to present publications material in the doctoral dissertation	121
Annex C. Copies of scientific publications by the author on the topic of the dissertation	134

Įvadas

Problemos formulavimas

Juosmens stuburo slanksteliai perima didžiausią vertikaliosios apkrovos veikiančios žmogaus stuburą, dalį. Todėl juosmens slankstelių deformacijos, veikiant vertikaliajai apkrovai, daro didelę įtaką juosmens stuburo segmento stabilumui, taip pat atskirų šio segmento slankstelių laikomajai galiai.

Medicininio požiūriu žalinga stuburo kaulinio audinio patologija yra viena pagrindinių sveikatos problemų. Viena iš stuburo patologijos priežasčių – osteoporozė, kuri vis labiau plinta visuomenėje.

Osteoporozė yra liga, kuriai būdingas mažas kaulinio audinio tankis bei mikro-, o kartais ir makro pažeidimai, dėl to padidėja kaulų trapumas, polinkis lūžiams. Yra dvi šios ligos formos: pirminė – būdinga senyvo amžiaus žmonėms, antrinė yra kaulinio audinio patologija dėl įvairių lygų.

Nors osteoporozė paveikia visą kūno skeletą, dauguma osteoporotinių lūžių yra susiję su stuburo slanksteliais. 2010 m. Europos Sąjungoje buvo užfiksuota apie 520 tūkst. slankstelių kompresinių lūžių atvejų. Pasaulio sveikatos organizacijos ekspertų duomenimis, iki 2025 metų dėl osteoporozės įvyks maždaug 4,5 mln. lūžių, o tai yra 28 % daugiau nei 2010 m. (Kanis et al. 2019).

Dėl šių priežasčių neleistinos slankstelių deformacijos ir stuburo juosmens dalies nestabilumas yra gana aktuali problema šiandienėje medicinoje. Slankstelių

ir stuburo judamųjų segmentų neleistinai deformacijai diagnozuoti ir prognozuoti taikomi kompiuterinės tomografijos (KT) vaizdai. Tačiau šios metodologijos neatsižvelgia į svarbius stuburo slankstelių patologijos veiksnius, veikiančius stuburo stabilumą. Dėl šio trūkumo minėtų metodikų lūžio rizikos prognozės gali būti nepakankamai tikslios. Todėl tinkamiausių gydymo metodų parinkimui tikslinga taikyti stuburo ir jo sudedamųjų dalių skaitinius tyrimus kuriais atsižvelgiama į stuburo ir jo dalių deformacijų priežastis.

Darbo aktualumas

Modernios medžiagų mechanikos pasiekimai leidžia nagrinėti pačias įvairiausias, taip pat ir biologines medžiagas. Žmogaus kauliniai audiniai yra sudėtingos vidinės struktūros medžiaga. Tokių biologinių medžiagų būdingoji savybė yra biologinių procesų jose sukelti mechaninių savybių pokyčiai.

Bene aktualiausia problema – žmogaus kaulinių kūnų osteoporotinių pokyčių diagnostika ir prevencija. Modernesnių fizikinių ir skaičiuojamųjų technologijų panaudojimas akivaizdžiai pagilintų žinias apie kauliniuose audiniuose vykstančius procesus. Tai prisidėtų prie žmonijos sveikatingumo problemų sprendimų.

Vienas iš tokių pokyčių padarinių – sąsaja su stabilumo praradimu. Anatominių parametrų ir jų patologijos sąsajos su stabilumo praradimo formomis yra dar tik sprendžiamas sudėtingas skaičiuojamosios mechanikos uždavinys.

Sudaryti žmogaus stuburo ir jo elementų mechaniniai modeliai padės lengviau suprasti stuburo nestabilumo fundamentinę kilmę įvairios kaulinio audinio patologijos metu.

Tyrimų objektas

Šio tyrimo objektas – slankstelių kaulinio audinio patologijos įtaka stuburo fragmento ir izoliuotų slankstelių stabilumui.

Darbo tikslas

Šio darbo tikslas – taikant baigtinių elementų metodą ištirti slankstelių kaulinio audinio patologijos įtaką izoliuoto slankstelio ir stuburo fragmento stabilumui.

Darbo uždaviniai

Darbo tikslui pasiekti reikia spręsti šiuos uždavinius:

1. Suformuluoti stuburo fragmento stabilumo analizės baigtinių elementų modelį, įvertinant slankstelio kaulinio audinio patologinius pokyčius.
2. Taikant sudarytą modelį, ištirti stuburo juosmens dalies izoliuoto slankstelio stabilumą esant kaulinio audinio patologijai.
3. Sukurti stuburo juosmens dalies fragmento skaitinį modelį ir ištirti stabilumą, esant slankstelių patologijai.

Tyrimų metodika

Žmogaus stuburo fragmento stabilumas tiriamas sprendžiant netiesinės analizės uždavinį, taikant baigtinių elementų metodą. Skaitinis eksperimentas atliekamas naudojant BEM programinę įrangą ANSYS.

Darbo mokslinis naujumas

Pristatytos šios stuburo juosmens dalies stabilumo tyrimo naujovės, įvertinant slankstelių kaulinio audinio patologiją:

1. Sukurtas nehomogeninis dviejų fazių atskirų slankstelių ir žmogaus juosmens stuburo segmentų stabilumo baigtinių elementų modelis.
2. Slankstelių lokalinį stabilumo praradimą lemia dėl slankstelių kaulinio audinio patologijos suplonėjusio kortikalinio kevalo deformacijos ir silpnėjantys ryšiai.
3. Ištirtas stuburo juosmens dalies deformavimas ir parodytas kaulinio audinio patologija padidina šlyties deformacijas, sukeliančias globalų nestabilumą.
4. Atlikti stuburo juosmens dalies stabilumo tyrimai suteikia medikams informacijos apie slankstelių degradacijos įtaką klinikiniam stuburo nestabilumui.

Darbo rezultatų praktinė reikšmė

Šiame darbe atliktas juosmens dalies slankstelių kaulinio audinio patologijos personalizuotas skaitinis tyrimas leido nustatyti slankstelių savybių pokyčių įtaką slankstelių laikomajai galiai ir bendram klinikiniam stuburo stabilumui.

Virtualieji modeliai tinka slankstelių deformacijoms, veikiančioms jėgoms ir įtempių pasiskirstymui tirti, taip pat gali būti taikomi kompresiniams slankstelių lūžiams prognozuoti, vertinant slankstelių stabilumo praradimą ir klinikinį stuburo judamojo segmento nestabilumo pasireiškimą.

Slankstelių lūžio prognozės vertinti medicinoje taikoma lūžio rizikos vertinimo skaičiuoklė FRAX (fracture-risk algorithm), kurioje naudojami tik žmonių fiziologiniai parametrai, tokie kaip amžius, lytis, ūgis, svoris ir kt., taip pat fiziniai parametrai tokie kaip kaulų mineralinis tankis. Atlikta skaičiuojamųjų modelių analizė leistų tiksliau prognozuoti slankstelių lūžio tikimybę, atlikus skaitinių modelių gautų rezultatų klinikinius tyrimus. Gauti klinikinių tyrimų rezultatai ateityje patikslintų FRAX skaičiuoklės parametrus kas gali turėti praktinę klinikinę vertę prognozuojant slankstelių lūžių tikimybę.

Ginamieji teiginiai

1. Slankstelio nestabilumas pasireiškia kortikalinio kevalo klupumu dėl kortikalinio kaulo suplonėjimo ir ryšių tarp dviejų terpių degradacijos.
2. Dėl patologijos susidaranti kaulinio audinio papildoma šlyties deformacija pagreitina globalųjį šlyties modos pavidalo stabilumo praradimą.
3. Nustatyta, kad kortikalinio kaulo osteoporotinė patologija atskirais atvejais gali sukelti laikomosios galios stabilumo praradimą anksčiau nei pasiekta stiprumo laikomoji galia.

Darbo rezultatų aprobavimas

Disertacijos tema išspausdinti keturi moksliniai straipsniai: trys – recenzuojamuose mokslo žurnaluose (Maknickas et al. 2019, Chabarova et al. 2017, Chabarova et al. 2020), vienas – kituose žurnaluose (Chabarova et al. 2019).

Disertacijoje atliktų tyrimų rezultatai buvo paskelbti dvejose mokslinėse konferencijose ir penkiuose seminaruose Lietuvoje ir užsienyje:

- Seminare „Modelling of biomechanical systems“, vykusiame Mechanikos institute (Vilnius) 2015 m. gruodžio 17 d.

- Respublikiniame XXIV Lietuvos skaičiuojamosios mechanikos asociacijos seminare, vykusiame VGTU 2016 m. balandžio 20 d.
- Seminare „Biomechanical studies on instability of humas vertebrae column“, vykusiame Varšuvos technologijos universitetas (Lenkija) 2017 m. balandžio 21 d.
- 22-ojoje tarptautinėje konferencijoje „Mechanika-2017“, vykusioje Birštone (Lietuva) 2017 m. gegužės 19 d.
- 8-ojoje Jaunųjų mokslininkų konferencijoje „Fizinių ir technologijos mokslų tarpdalykiniai tyrimai“, vykusioje Lietuvos mokslų akademijoje (Lietuva) 2018 m. vasario 8 d.
- Respublikiniame XXVI Lietuvos skaičiuojamosios mechanikos asociacijos seminare, vykusiame VGTU 2018 m. balandžio 12 d.
- Respublikiniame XXVII Lietuvos skaičiuojamosios mechanikos asociacijos seminare, vykusiame VGTU 2019 m. balandžio 11 d.

Disertacijos struktūra

Disertaciją sudaro įvadas, keturi skyriai, bendrosios išvados, literatūros sąrašas, autoriaus publikacijų sąrašas disertacijos tema ir santrauka anglų kalba. Darbo apimtis – 118 puslapių, neskaitant priedų, tekste panaudota 24 numeruotos formulės, 42 paveikslai ir 4 lentelės. Rašant disertaciją buvo panaudoti 197 literatūros šaltiniai.

Žmogaus stuburo biomechanikos modelių ir tyrimo metodų analizė

Šiame skyriuje supažindinama su stuburo kaulinio audinio patologijos problema, sukeliančia kompresinių lūžių atsiradimą bei stuburo bendrąjį nestabilumą, ir išanalizuota tiek medicininio, tiek mechaninio požiūriu. Medicininėje dalyje aprašoma žmogaus stuburo anatomija ir fiziologija, pateikiama išsami stuburo elementų struktūros analizė. Mechaninėje dalyje pateikiama stuburo ir jo elementų modelių tyrimų apžvalga. Pateikiami kaulinių audinių modeliai, apibūdinantys slankstelių struktūros mechaninį elgesį.

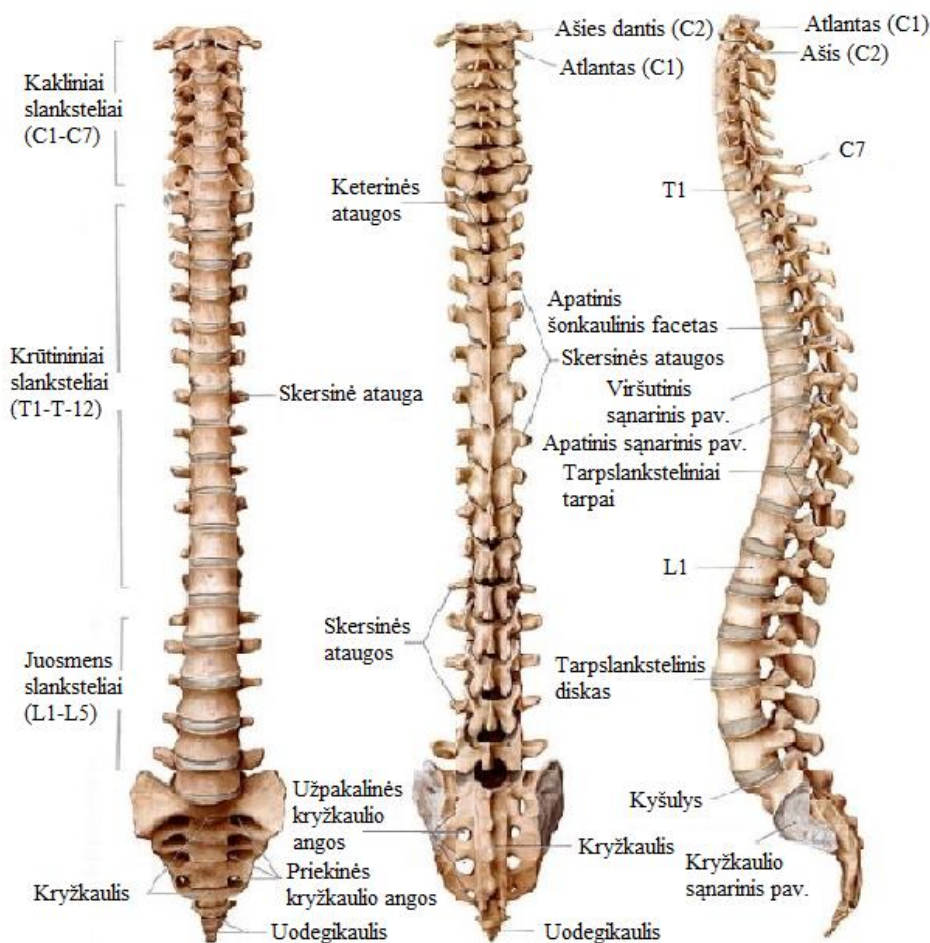
Šio skyriaus dalys yra paskelbtos (Chabarova et al. 2020, Chabarova et al. 2019) mokslinėse publikacijose.

1.1. Stuburo ir slankstelių anatomija bei biomechanika

Viena svarbiausių žmogaus kūno sudedamųjų dalių yra stuburas. Jo struktūra leidžia atlikti atramos ir judėjimo funkcijas. Stuburas yra S formos pavidalo, tai suteikia jam tamprumo, lankstumo ir sušvelnina bet kokius sutrenkimus, atsirandančius vaikščiojant, bėgiojant, veikiant kitam fiziniam krūviui. Stuburo sandara ir

forma suteikia žmogui galimybę vaikščioti stačiai, palaikant kūne svorio centro pusiausvyrą.

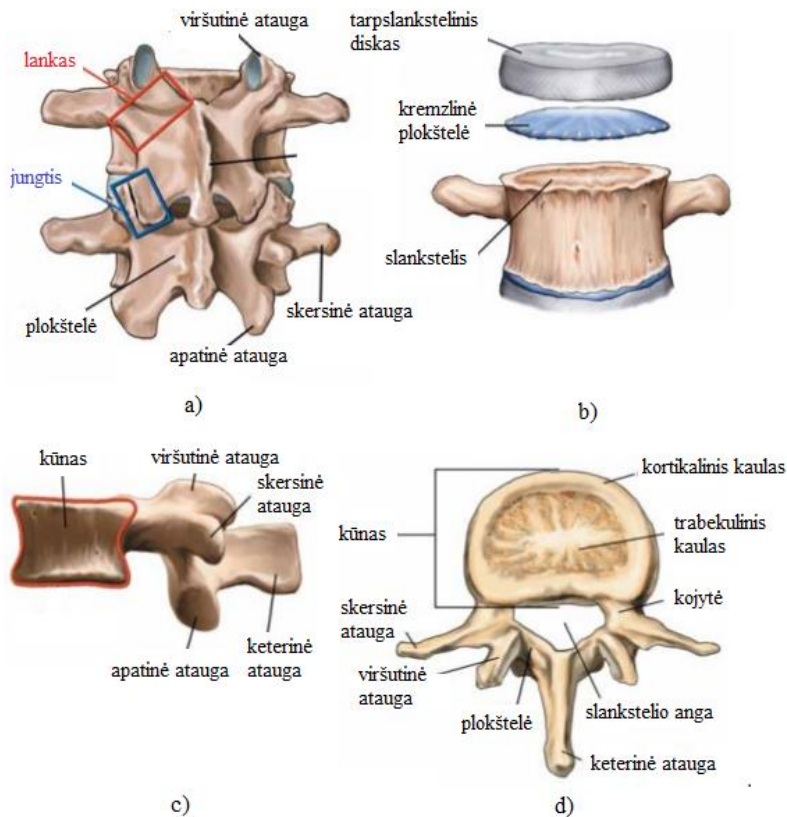
Stuburas susideda iš mažų kauliukų, vadinamų slanksteliais. Iš viso yra 24 slanksteliai, nuosekliai sujungti tarpusavyje vertikaliai. Stuburas yra padalytas į penkias pagrindines grupes: kaklo, krūtinės, juosmens, kryžmens ir uodegikaulio. Septyni slanksteliai priklauso kaklo daliai, krūtinės dalis turi dvylika slankstelių, juosmens – penkis. Apatinėje stuburo kamieno dalyje, už juosmens yra kryžkaulis, kuris sudarytas iš penkių slankstelių, suaugtų į vieną kaulą (1.1 pav.).



1.1 pav. Žmogaus stuburo anatomija (Zavadskas et al. 2016)
Fig. 1.1. Anatomy of the human spine (Zavadskas et al. 2016)

Tarp dviejų gretimų slankstelių yra apvalios formos tarpslankstelinis diskas. Tarpslanksteliniai diskai – tai korėta medžiaga, atskirianti slankstelius ir leidžianti nervams sujungti kiekvieną kaulo segmentą. Tarpslanksteliniai diskai slopina smūgius, leidžia stuburui judėti. Pagrindinė diskų funkcija yra smūgių amortizavimas ir slankstelių atskyrimas. Išoriniai diskų sluoksniai yra sudaryti iš kietų kremzlių. Disko vidinėje dalyje yra minkštiminis branduolys, sudarytas iš masės, panašios į drebučius. Kiekvienas slankstelis tam tikrose vietose yra laikomas trijų skirtingos rūšies minkštųjų audinių: diskų, raiščių ir raumenų. Tarpslankstelinis diskas sutvirtina raiščiai, kurie yra kaip tvirtas, nelankstus pluoštas, paremiantis ir išlaikantis stuburą bei leidžiantis atlikti tik ribotus judesius visomis kryptimis.

Kaulai, formuojantys stuburą, vadinami slanksteliais (1.2 pav.).

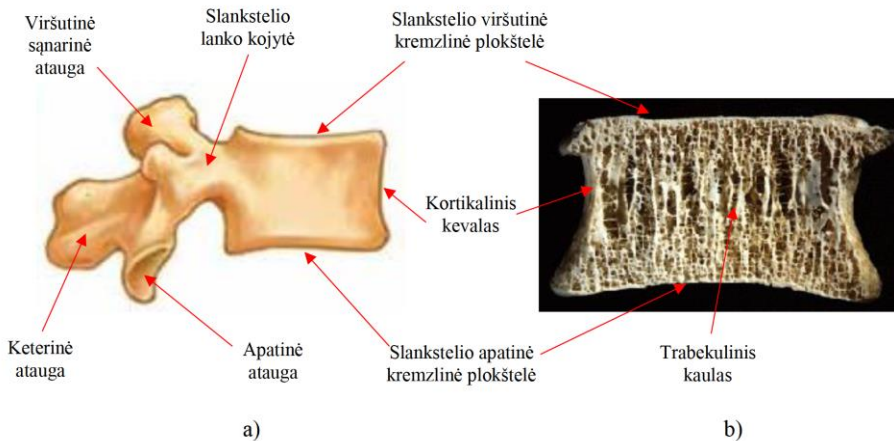


1.2 pav. Stuburo juosmens dalys: a) vaizdas iš nugaros; b) vaizdas iš priekio; c) vaizdas iš šono; d) vaizdas iš viršaus (Medtronic Sofamor Danek 2005)

Fig. 1.2. Lumbar spine: a) posterior view; b) anterior view; c) lateral view; d) superior view (Medtronic Sofamor Danek 2005)

Slankstelio kūnas yra cilindro formos ir yra stipriausias elementas, kuriam tenka svarbiausia laikomoji apkrova. Kūno užpakalinėje dalyje yra slankstelio pusšiedžio formos lankelis su ataugomis. Slankstelio kūnas ir jo arkos sudaro ertmę. Ertmių eilė, esanti tiksliai viena virš kitos slanksteliuose, sudaro stuburo kanalą. Stuburo kanale yra stuburo smegenys, jų dangalai nervai bei smegenų skystis. Ties viršutiniais juosmeniniais slanksteliais stuburo smegenys baigiasi ir toliau kanalu tęsiasi pluoštas nervų (lot. *Cauda equina*), nusidriekiančių į sėdmenis, mažojo dubens organus bei kojas. Kanalo skersmuo normaliai svyruoja nuo 15 iki 23 mm. Jo sienas sudaro slankstelių kūnai ir tarpslanksteliniai diskai, tarpslanksteliniai sąnariai bei gausūs raiščiai, apgaubiantys bei sutvirtinantys tarpusavyje minėtas struktūras. Statinį stuburo stabilizavimą pagrindo garantuoja dvi raiščių sistemos, intra- ir intersegmentinės sistemos, kurios jungia ir laiko du ar kelis slankstelius. Tamprios lankstinės slankstelių jungtys suformuoja stiprią atramą galvai ir kūnui.

Slankstelis susideda iš akytosios kaulinės medžiagos (trabekulinio tinklo) ir tankiosios medžiagos (išorinio plono kortikalinio kevalo) (1.3 pav.).



1.3 pav. Juosmens slankstelis: a) schematiškas vaizdas; b) slankstelio kūno pjūvis (Standing 2015)

Fig. 1.3. Lumbar vertebra: a) schematic view; b) vertebral body cut (Standing 2015)

Puikius ir prastesnius stuburo kaip vientiso kūno aspektus veikia slankstelių kūnų jungtys, kurias sudaro tarpslanksteliniai diskai bei užpakalinis ir priekinis išilginiai raiščiai. Tarpslankstelinį diską sudaro skaidulinės kremzlinės plokštelės, skaidulinis žiedas ir minkštiminis branduolys. Tarpslankstelinuose diskuose skaidulinė kremzlė yra būtina tvirtai atramai bei tempimo įtempimams atlaikyti.

Slankstelių kūnas yra svarbus stuburo struktūrinis elementas, padedantis išlaikyti įvairias apkrovos sąlygas, atsirandančias dėl kasdienio gyvenimo įvairovės. Trauminė apkrova sukelia stuburo lūžį, o tai daugiausia susiję su ekscentrinio gniuždymo ir lenkimo apkrova (Whealan et al. 2000).

Slankstelių kūnas ir tarpslanksteliniai diskai perima apie 75 % visos stuburui tenkančios apkrovos, o slankstelių kaulinės ataugos – 25 % (Asano et al. 1992). Stuburo slankstelių laikomoji galia paprastai didėja nuo kaukolės į uodegikaulį priklausomai nuo slankstelių dydžio, nes žemesnieji stuburo segmentai yra veikiami kumuliacinės masės.

Stuburo slankstelių veikiančios apkrovos, perduodamos per skaidulinę kremzlę, dalijasi slankstelio kortikaliniam bei trabekuliniam kaulams. Sudėtingas stuburo atsparumo apkrovai mechanizmas priklauso nuo slankstelio kortikalinio kevalo geometrijos, trabekulinio sluoksnio tankio ir trabekulių struktūros (Eswaran et al. 2006).

1.2. Slankstelio kortikalinis kaulas ir kremzlinė plokštelė

Atlikus mikro-KT matavimus lavonų mėginiuose, sveiko slankstelio kūno kortikalinio kevalo storis svyravo nuo 0,18 iki 1,0 mm. Pastebėta, kad kortikalinio kevalo storis kinta išilgai stuburo (Chen et al. 2013, Crawford et al. 2003). Jis yra taip pat gerokai didesnis negu osteoporozės pažeistų slankstelių (Chen et al. 2013). Slankstelio kortikalinis kevalas yra veikiamas nuo 38 % iki 54 % visos apkrovos, tenkančios slankstelio kūnui, kintant pagal slankstelio aukštį nuo viršutinės iki apatinės kremzlės, be to, apkrovos pikas tenka siauriausiai slankstelio kūno vietai (Crawford et al. 2003). Esant osteoporozei, apkrovos dalis, tenkanti kortikaliniam sluoksniui, didėja, kai trabekulinio ir kortikalinio kaulo santykis mažėja (Crawford et al. 2003).

Slankstelių kūnų viršutinių ir apatinių kremzlių vidutinis storis yra iki 0,5 mm (Crawford et al. 2003), jis yra įvairus skirtingose paviršiaus vietose (Hulme et al. 2008). Jie dažniausiai laikomi standžiais, tačiau pastebėta, kad, atsirandant ašinėms deformacijoms, jie išsipučia (Brinckmann et al. 1983) ir veikiami didesnių apkrovų ima irti (Vergroesen et al. 2015). Slankstelio kremzlinės plokštelės yra svarbus struktūrinis elementas, jų atsparumas apkrovoms atlieka svarbų vaidmenį, užkertant kelią slankstelio nuokrypiams nuo normos, ypač tuo atveju, kai keičiamas tarpslankstelinis diskas ar atliekama vertebroplastika, suleidus ortopedinio cemento mišinio, perkeltant apkrovą kaimyniniams slanksteliams (Hulme et al. 2007). Buvo iškelta viena iš prielaidų, kad greitų stuburo traumų priežastis – slankstelio kūno kremzlinės plokštelės nepakankamumas (Chen et al. 2013), kuris

sukelia nugaros juosmens srityje skausmų atsiradimą ir bendrą slankstelio kūno susilpnėjimą (Vergroesen et al. 2015, Ochia et al. 2003).

1.3. Kaulinio audinio patologija

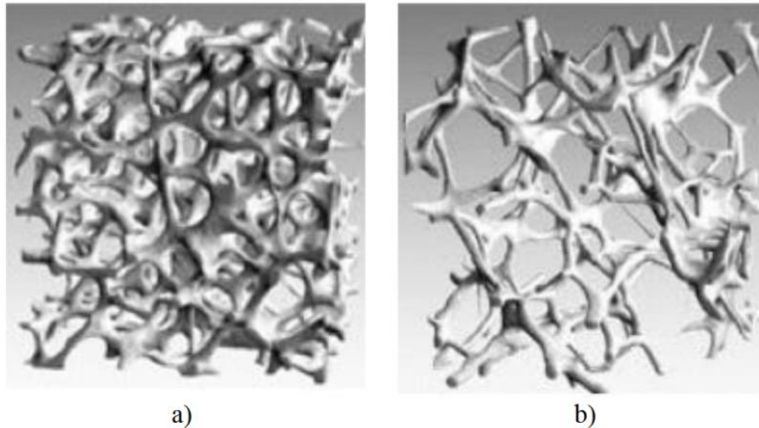
Kaip buvo parodyta 1.3 paveiksle, vidinis slankstelių kūno branduolys sudarytas iš trabekulinio tinklo. Numatoma, kad trabekulių išsidėstymo trajektorijos sutampa su atsirandančiu slankstelio kūne pagrindinių įtempių kryptimis pagal Wolffo dėsnį. Trabekulinė anizotropija, t. y. akivaizdus kaulų tankio kitimas vi-soje slankstelio šerdyje, yra svarbi tiek apkrovos pasidalijimui (Chen et al. 2013), tiek slankstelio atsparumui (Hulme et al. 2007). Trabekulinio kaulo tankumas yra ypač svarbus šalia apatinių kremzlinių plokštelių, nes šiose srityse didžiausia apkrovos dalis tenka trabekuliniam kaului (Osterhoff et al. 2016, Chen et al. 2014, Eswaran et al. 2006). Atlikus mikrobaištinių elementų (μ BE) tyrimus, buvo parodyta, kad osteoporozė gali neturėti įtakos trabekulinio kaulo tankiui, bet sukelia skersinių kaulinių sijų jungčių plonėjimą ir kaulinių sijų jungčių storėjimą išilgine kryptimi, dėl to trabekulinis kaulas adaptuojasi prie fiziologinių krūvių, bet tokie trabekulių pakitimai gali padidinti trabekulinio kaulo lūžių prognozę nuo 1 % sveikų slankstelių kūnų iki 16 % osteoporoze paveiktų slankstelių kūnų (Chen et al. 2014). Slankstelio kūno trabekulių sijų struktūra keičiasi su amžiumi, tai sukelia trabekulių sijų struktūrinį susilpnėjimą. Tai iš esmės būdinga kaulo dalies tūrio sumažėjimui, trabekulėms kintant nuo plokštelių pavidalo į daugiau strypelinę mikrostruktūrą, taip pat trabekulinio kaulo tankio sumažėjimui kartu su trabekulių sijelių padidėjimu apkrovos pagrindinės ašies kryptimi (Mazlan et al. 2014, Han et al. 2013). Tai gali būti iš dalies paaiškinta prisitaikančia rekonstrukcija (Perilli et al. 2015, Chen et al. 2014, Chen et al. 2013).

Osteoporozė yra liga, kuriai būdinga maža kaulų masė ir kaulinio audinio mikro-, kartais makro pažeidimai, dėl to padidėja kaulų trapumas, polinkis į lūžius (Kanis et al. 2008). Osteoporozės metu sutrinka normali kaulo gamyba. Slankstelių kaulo dalies trabekulės suplonėja ir išretėja (mažėja kaulo tūris, trabekulių storis ir skaičius), praplatėja čiulpų ertmės, suplonėja žievinis sluoksnis (1.4 pav.).

Amerikoje kiekvienais metais užfiksuojama apie 700 tūkst. slankstelių kompresinių lūžių atvejų, tai yra daugiau negu kartu sudėjus klubo ir riešo kaulo lūžių atvejus (Velychko et al. 2014).

Osteoporozė yra pavojinga ir smarkiai luošina, nes per pirmuosius metus po patirto slankstelio lūžio net 15–20 % žmonių miršta, 50 % tampa neįgalūs, o 25 % reikalinga nuolatinė slauga (Velychko et al. 2014). Tarp vyresnių mirštamumas didėja. Negalios, susijusios su osteoporoze, pririša pacientus prie lovos dažniau

negu insultas, infarktas ar krūties vėžys. Osteoporotiniai lūžiai dėl didelio mirtinumo, savarankiškumo praradimo ir milžiniškų gydymo sąnaudų apibūdinami kaip ypač didelė šiuolaikinė problema.



1.4 pav. Trabekulinio kaulo mikroarchitektūra: a) sveiko kaulo; b) osteoporotinio kaulo (Singh et al. 2017)

Fig. 1.4. Trabecular bone microarchitecture: a) healthy bone; b) osteoporotic bone (Singh et al. 2017)

Nacionalinio osteoporozės fondo ekspertų duomenimis, iki 2025 metų dėl osteoporozės įvyks maždaug keturi su puse milijonai lūžių. Valstybinės išlaidos (ligoninių ir slaugos namų) dėl osteoporozės ir susijusių su ja lūžių 2010 metais Europos Sąjungoje siekė 61,4 milijardo eurų (Kanis et al. 2019).

Daugelio tokių traumų priežastis yra simptomų nebuvimas. Neretai tik sumažėjęs ūgis ar pakitusi laikysena, sutrikęs kvėpavimas ar virškinimas, negalėjimas miegoti naktį gali leisti įtarti, kad yra lūžę vienas ar keli stuburo slanksteliai. Dėl osteoporozės lūžęs slankstelis praranda normalią struktūrą – jis susiploja, deformuojasi. Lūžus vienam slanksteliui, pasikeičia svorio centras, todėl kito slankstelio lūžio prognozė padidėja 5 kartus, t. y. kitas slankstelis gali lūžti labai greitai (Osterhoff et al. 2016). Dėl dažnai patiriamų pakartotinių slankstelių lūžių vyksta tolesnė stuburo deformacija. Todėl ilgainiui išsivysto didelis stuburo iškrypimas ir negalia. Kartais dėl daugybinių stuburo slankstelių lūžių kūno laikysena pakinta taip, kad osteoporoze sergantis žmogus nebegali atsitiesti, susiformavusi kupra neleidžia atsigulti ant nugaros, o šonkaulių lankai remiasi į dubens kaulus. Todėl būtina kontrolė, siekiant nustatyti ligą ankstyvame etape, įvertinant slankstelio stiprumą ir planuoti gydymą pradinėje osteoporozės stadijoje, užkertant tolesnį kaulų retėjimą (Ortiz et al. 2011). Kadangi kaulinių audinių kiekis ir kokybė yra

svarbūs jo stiprumo kriterijai, šiuolaikiniai densitometrijos metodai, grindžiami rentgeno spindulių audinių absorbcija ir mineralizuoto kaulo audinio kiekiu, tankančiu ploto vienetui arba tūriui, nustato kaulų mineralinį tankį, kuris klinikose naudojamas kaulų stiprumui įvertinti. Tačiau norint idealiai įvertinti slankstelio stiprumą, taip pat būtina atsižvelgti į kaulo morfologiją (Griffith et al. 2008).

1.4. Stuburo nestabilumas

Stuburas panašus į kinematinę grandinę, susidedančią iš atskirų grandžių. Slanksteliai, išsidėstę vienas virš kito, sudaro du stulpus – priekinį, pastatytą slankstelių kūnų sąskaita, bei užpakalinį, susidarantį iš kaulinių ataugų ir tarpslankstelinio sąnarių. Stuburo paslankumas, jo tamprumas, gebėjimas laikyti dideles apkrovas, daugiausia užtikrinamas tarpslanksteliniais diskais, kurie glaudžiai anatomiškai ir funkciškai susiję su visomis stuburo formacijomis, sudarančiomis stuburkaulį (Kapoor et al. 2017). Kasdieniame gyvenime normaliomis sąlygomis stuburas turi galimybę atitikti pagrindinius funkcionalius reikalavimus užtikrinant paslankumą, stabilumą ir stiprumą.

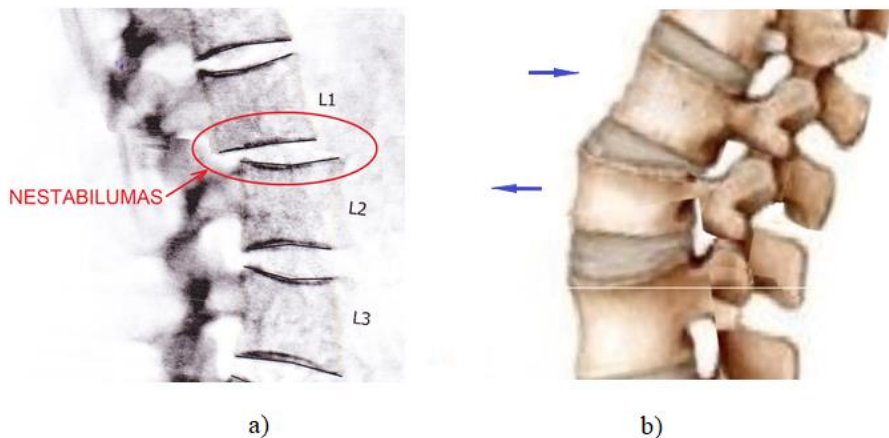
Stabilumas – stuburui būtina sąlyga, kad būtų užkirstas kelias stuburo elementų priešlaikiniams pažeidimams bei iki minimumo mažinamas energijos suvartojimas.

Bet kurio stuburo lygio funkcionalus vienetas yra stuburo judamasis segmentas (SJS). SJS – tai sutartinis vienetas, susidedantis iš dviejų gretimų slankstelių, sujungtų tarpusavyje tarpslankstelinio disku, tarpslanksteliniais sąnariais bei raiščiais.

Segmentinis nestabilumas (1.5 pav.) stuburo juosmens dalies judamajame segmente laikomas įmanomu patofiziologiniu mechanizmu, sukeliančiu skausmus stuburo juosmens dalyje, taip pat yra svarbus veiksnys nustatant chirurginio gydymo indikacijas. Kirkaldy-Willis et al. (1982) buvo parodyta, kad nestabilumas yra ne atskira SJS struktūrų degeneracijos forma, o vienas iš nepertraukiamai progresuojamo „degeneracinio kaskado“ etapų (Chen et al. 2001, Patwardhan et al. 2001). Klinikiniai nestabilumo pasireiškimai SJS yra plačiai svarstomi, tačiau iki galo neištirti.

Daugelis ortopedų (Kim et al. 2015, Kim et al. 2014, Baram et al. 2016) mano, kad stuburo nestabilumas yra vienas iš pagrindinių vertebrologijos klausimų. Nestabilumą sukelia daugelis priežasčių, kurios atsiranda esant skirtingoms patologijoms bet kuriame amžiuje. Nestabilumo priežastimi yra stuburo laikomosios galios neatitiktis išorinėms apkrovoms, o tai sukelia per dideles deformacijas, patologinius poslinkius arba stuburo elementų irimą. Etiologijos požiūriu stuburo

nestabilumas nagrinėjamas kaip staigių pažeidimų arba lėtų pokyčių kaupimo rezultatas. Esant pažeidoms, autoriai išskiria absoliutų ir santykinį nestabilumą, taip pat pereinamąją būklę.



1.5 pav. Stuburo juosmens dalies nestabilumas: a) kompiuterinės tomografijos vaizdas; b) schematinis vaizdas

Fig. 1.5. Lumbar spine instability: a) computed tomography view; b) schematic view

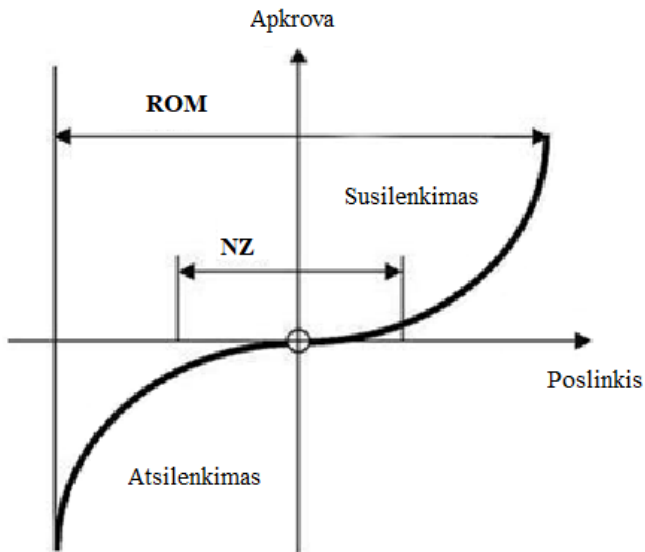
Vystantis ir tobulėjant šiuolaikinei stuburo chirurgijai, vystėsi ir stuburo stabilumo teorija. Tai pirmiausia susiję su stuburo traumų chirurginio gydymo metodų diegimu, prieigos galimybe, stabilizavimo tipais ir konstrukcijų stabilizavimo rūšimis.

Biomechaninių aspektų stuburo pažeidimų atsiradimo srityje ir jo nestabilumo atsiradimo teoriniai tyrimai buvo pradėti XX a. pirmoje pusėje ir tęsiami iki šiol (Ellenbogen et al. 2012). Stuburas – sudėtinga kinematinė grandis, sudaryta iš slankstelių, tarpslankstelinų diskų, kryžkaulio, gana sudėtingo raištinio ir sąnarinio aparato (Ellenbogen et al. 2012).

Klinikinis stuburo judamojo segmento nestabilumo pasireiškimas yra plačiai diskutuojamas. White A.A. ir Panjabi M. apibrėžė klinikinį (globalų) nestabilumą kaip stuburo gebėjimo praradimą palaikyti normalaus slankstelių persislinkimo modelį, kai jis, veikiamas fiziologinių apkrovų, nesivystant ar nepašalinant neurologinių deficitų, deformacijų ar nesukeliant skausmo (White et al. 1990).

Apkrovos–poslinkio diagrama, dažnai naudojama kaip stuburo stulpo ar bet kurios kitos struktūros fizinių savybių matas. Kreivė gali būti tiesinė arba netie-

sinė. Tiriant dirbtinai sukurtas struktūras, pavyzdžiui, plieninę spyruoklę, apkrovos ir poslinkio diagrama turi tiesės pavidalą, t. y. apkrovos ir poslinkio santykis yra pastovus. Tokią kreivę galima pavaizduoti viena reikšme – tiesės posvyrio kampu, t. y. konstrukcijos standumu. Savo ruožtu stuburo apkrovos ir poslinkio diagrama yra netiesinė, o judesio diapazonas didėja didėjant apkrovai. Schemiškai SJS apkrovos ir poslinkio kreivė susilenkimo ir atsilenkimo metu parodyta 1.6 paveiksle.



1.6 pav. Stuburo judamojo segmento apkrovos ir poslinkio diagrama susilenkimo ir atsilenkimo metu

Fig. 1.6. Load-displacement curve for the spinal motion segment during flexion and extension

Kaip matoma, tai netiesinė kreivė. Stuburas yra lankstus esant mažoms apkrovoms, jo standumas padidėja didėjant apkrovai. Kreivės posvyris (stuburo standumas) kinta priklausomai nuo apkrovos. Anot Panjabi (Panjabi 2003), biomechaninių sistemų standumo aprašymas yra nepakankamas, todėl buvo pasiūlyti du parametrai: judesio amplitudė (range of motion, ROM) ir neutralioji zona (neutral zone, NZ). Neutralioji zona yra judesio diapazono dalis, kurioje yra minimalus pasipriešinimas tarpslanksteliniam judėjimui.

Daugelis autorių nustato ir klinikinį segmentinį nestabilumą, ir mechaninį nestabilumą. Dėl mechaninio nestabilumo jie teigia, kad judamasis segmentas negali tinkamai toleruoti apkrovos.

Holdsworth (Holdsworth 1970) vienas pirmųjų pateikė teoriją, jog slankstelių įvairių tipų deformacijų atsiradimas bei jėgų pasiskirstymo pažeidimas šioje sistemoje, trumpalaikių jėgos momentų veikimas gali sukelti stuburo nestabilumą.

Osteoporozė yra liga, kuriai būdinga maža kaulinių audinių masė ir kaulų lūžiai. Mechaniniu požiūriu, slankstelių lūžiai gali atsirasti dėl kelių priežasčių. Atskirų slankstelių mechaninio elgesio vertinimas turi lemiamą svarbą, norint suprasti bendrą stuburo biomechaniką. Stuburo mechaninių savybių, vykstant osteoporozės degeneracijos procesams, tyrimai rodo, kad slankstelių tamprumas smarkiai koreliuoja su kaulinių audinių tankio sumažėjimu (Tsouknidas, Malialis et al. 2015, Amjadi Kashani et al. 2014, Mazlan et al. 2014, Mazlan et al. 2017). Šis poveikis lemia matomus geometrinius pokyčius, pavyzdžiui, slankstelių kaulinio kevalo storio pakitimus (Loughenbury et al. 2016).

Vietinė atskirų struktūros elementų deformacija, veikiant normaliniams (gniuždymo) arba tangentiniais įtempiais, sukelia lokalaus stabilumo praradimą. Dėl kaulinio audinio pataloginių struktūros ir mechaninių savybių pokyčių, turinčių būdingus struktūrinio nestabilumo požymius, plonasienių elementų, tokių kaip slankstelių kortikalinis kaulas, lokalaus stabilumo praradimas dažnai tampa pagrindine laikomosios galios praradimo priežastimi.

Stuburo nestabilumo samprata nustatoma, atsižvelgiant į stuburo pažeidimo sunkumą ir remiantis tyrimo metodika, nes, pasak įvairių autorių, įvykus nestabiliems stuburo lūžiams reikalinga chirurginė intervencija.

Stuburo mechaninių savybių tyrimai leido laisvai pritaikyti teorinės mechanikos bei medžiagų atsparumo principus, kuriant stuburo stabilumo ir biomechaninių stuburo pažaidų teorinę bazę. Stemper et al. (2015), Knudson (2013), Ellenbogen et al. (2012) darbuose yra aprašytos stuburo kamieno elementų mechaninės savybės, nagrinėjamos ne tik slankstelių tampriosios savybės, bet kartu skiriama daug dėmesio kapsuliniam – raištiniam stuburo aparatui ir tarpslanksteliniais diskams.

Atliekant teorinius ir eksperimentinius tyrimus su biomanekonais, buvo detaliai ištirtos šios stuburo savybės: kūnų deformacija esant įvairiems apkrovos vektoriams (slankstelių kūnų formos bei matmenų pokytis išorinio poveikio metu); tamprumas – stuburo judesio segmento (SJS) gebėjimas eksponuoti tamprią deformaciją; plastiškumas – SJS gebėjimas eksponuoti likutinę deformaciją; atsparumas – SJS arba atskirų jo elementų gebėjimas išlaikyti apkrovą be irimo; standumas – SJS gebėjimas priešintis deformacijų atsiradimui; stabilumas – SJS arba didesnių slankstelių kompleksų gebėjimas priešintis išorės poveikiams, trikdančioms jo pradinę pusiausvyros būseną; įtempis – vidinių jėgų pasiskirstymas SJS skerspjuvyje. Atlikus šiuos tyrimus buvo sukaupta pakankama teorinė medžiaga, tinkama toliau matematiškai apdoroti bei matematiniams ir biomechaniniams mo-

deliams, paaiškinantiems normalų ir pataloginį stuburo stulpo funkcionavimą, sudaryti. Šie duomenys tapo pagrindine medžiaga šiuolaikiškai klasifikuojant stuburo pažeidas pagal biomechanikos dėsnius.

Pastaruoju metu stuburo kompiuteriniai biomechaniniai modeliai yra plačiai taikomi, jie yra ypač perspektyvūs suteikiant vertingą informaciją apie gydymo galimybes. Baigtinių elementų metodas (BEM) – vienas iš dažniausiai taikomų ir perspektyvių modeliavimo metodų mechaninių struktūrų analizėje. Jis atvėrė naujų galimybių stuburo nestabilumui modeliuoti baigtinių elementų skaičiavimo metodu (Barauskas et al. 2004).

BE modeliai mechaninei stuburo analizei gali būti taikomi nuo slankstelio kaulo submikroninio masto vertinimo iki viso stuburo ir aplinkinių struktūrų analizės.

1.5. Stuburo modeliavimas

1970 m. viduryje buvo sukurti pirmi žmogaus stuburo matematiniai modeliai klinikinėms problemoms (traumoms, skoliozei bei stuburo nestabilumui) spręsti. Norėdami gauti pradinius duomenis ir sukurti modelius, mokslininkai (Panjabi et al. 1976) atliko pirmus eksperimentus, kuriais buvo nustatyta trimatė apkrovos ir poslinkių priklausomybė atskirų krūtinės ląstos segmentų poslinkiams išaiškinti. Po metų (Panjabi et al. 1977) buvo atlikti eksperimentai, kurių metu buvo atsižvelgta į realių fiziologinių apkrovų scenarijus, įskaitant išankstinę ašinę apkrovą. Vėliau (Abumi et al. 1989) buvo pagerintas fiziologinės apkrovos metodas, o bandant nugaros segmentus pasiūlyta taikyti grynus lenkimo momentus pagrindinėmis anatomicinėmis kryptimis. Tokia modeliavimo metodika tapo stuburo mechaninių bandymų standartu. Kitokio pobūdžio apkrovos modeliavimas įvairių stuburo sričių mechaninėms savybėms nustatyti buvo aprašytas darbuose (Castillo et al. 2017, Stolworthy et al. 2014, Busscher et al. 2009, Bowden et al. 2008).

Taikant integralinį kompiuterinį metodą, kuris apima bendrą matematinio modeliavimo metodų, kompiuterių technologijų, klinikinių tyrimų duomenų ir susijusios programinės įrangos naudojimą, galima atlikti įvairių objektų kompleksinius biomechaninius tyrimus. Taigi tomografijos būdu apdoroti vaizdai, naudojant modernią programinę įrangą (Amira, Mimics ir kt.), leidžia išskirti, vizualizuoti ir *in vivo* nustatyti nagrinėjamų objektų mechanines savybes, atsižvelgiant į jų faktinės būklės ir struktūros ypatybes. Laisvos formos objektų, kurių mechaninės savybės nevienalytės, įtempių ir deformacijų būvio nustatymas tiksliausiai atliekamas skaitiniais metodais. Šiuo metu efektyviausias ir plačiai paplitęs metodas yra BEM, įgyvendintas tokiuose BE programinės įrangos paketuose kaip ANSYS, NASTRAN, ABAQUS ir kt.

Šio metodo sėkmingo taikymo pavyzdžiai pateikti daugelyje darbų (Dicko et al. 2015, Gao et al. 2015, Momeni Shahraki et al. 2015, Dreischarf et al. 2014, Mazlan et al. 2014, Ibarz, Herrera, et al. 2013, Lalonde et al. 2013, Lan et al. 2013, Huynh et al. 2010, Dietrich, Kedzior, Borkowski 2005, Łodygowski et al. 2005, Ezquerro et al. 2004, Polikeit et al. 2004).

Modeliavimas – ypatinga atskira eksperimento rūšis, susijusi su tiriamuoju objektu struktūriniu-funkciniu panašumu ir tyrimo metu galinti jį pakeisti. Šis metodas reikalauja laikytis panašumo principo, kuris nustato prototipo leidžiamąjį pakaitinio modelio ribas ir rezultatų ekstrapoliaciją modelio prototipe.

Pastaraisiais metais buvo pastebimas susidomėjimas žmogaus stuburo matematiniu modeliavimu. Tai pirmiausia grindžiama noru numatyti stuburo elgseną esant įvairiems jo patologijos variantams, kai kitų rūšių eksperimentų taikyti neįmanoma.

Atlikusi visapusišką esamų stuburo modelių apžvalgą, modelius galima klasifikuoti taip:

- Viso stuburo modeliai. Jie skirti viso stuburo elgesiui analizuoti, supaprastinant geometrinius parametrus.
- Stuburo dalies modeliai. Tokio tipo modeliai skirti išsamesniam konkretės stuburo dalies elgesio tyrimui.
- Vienetiniai modeliai, kurie nagrinėja konkretaus stuburo elemento (slankstelio, tarpslankstelinio disko ir t. t.) elgesį. Tokie modeliai turi fizinius ir geometrinius duomenis.

Toliau trumpai aprašyti pagrindiniai stuburo modelių kūrimo principai, sukurti modelių elgesiui imituoti įvairiomis apkrovos sąlygomis.

1.5.1. Viso stuburo modeliai

Vienas iš tokių modelių kūrimo principų – kontinuumo modelių kūrimas, mažinant šio modelio geometrinį sudėtingumą.

Vienas pirmųjų paprastų stuburo stabilumo modelių yra tamprus dinaminis modelis (Payne 1962). Buvo atlikta šio modelio, sudaryto iš koncentruotų masių ir spyruoklių rinkinio, tiesinė analizė.

Modelis apibūdina eksperimentinius duomenis (kontaktinių jėgų ir deformacijų amplitudines vertes), pateiktus darbe (Ruff 1950). Autorius nustatė masę, susietą su stuburo tamprumu, matuojant jo statinę deformaciją rentgeno spindulių metodais.

1976 m. (Cramer et al. 1976) buvo atliktas nepertraukiamo strypo vienmatis modeliavimas, reprezentuojantis stuburą kaip stulpą, sudarytą iš homogeninių strypų, turinčių begalinį laisvės laipsnių skaičių. Darbe buvo tiriamos kiekvieną slankstelį veikiančios jėgos: ašinė jėga, skersinė jėga ir sagitalinis lenkimo mo-

mentas. Santykiai tarp šių jėgų ir gautų įtempių buvo numatomi tiesiniai, o deformacijos gana mažos. Tačiau pats stuburo modelis buvo netiesinis tampriai-plastinis, įskaitant dideles stuburo deformacijas.

Darbe (Vernerey et al. 2010) naudojama netiesinė, didelių deformacijų formuluotė sijos / kolonos vienmačiam žmogaus stuburo elgsenos modeliavimui, veikiant gniuždymo apkrovai. Darbe atsižvelgiama į skirtingas slankstelių bei tarpslankstelinį diskų mechanines savybes.

1D modeliai ir raumenų įtaka stuburo stabilumui buvo nagrinėta (Mokhtarzadeh et al. 2012, Tregoubov 1999, Kiefer et al. 1997) darbuose.

Pirmi dvimačiai nepertraukiami stuburo modeliai buvo aprašyti (Soechting et al. 1973, Orne et al. 1971) darbuose.

Vėliau (Belytschko et al. 1978) darbe buvo ištirtas viso stuburo trimatis modelis. Į modelį įtraukti slanksteliai, galva, dubuo ir krūtinės ląsta buvo pateikti standžių kūnų pavidalu ir sujungti tarpusavyje strypiniais elementais, vaizduojančiais tarpslankstelinį diską. Nugaros raiščiai buvo pavaizduoti spyruoklėmis.

Stuburo nestabilumo trimačiai modeliai taip pat buvo nagrinėjami (Shi et al. 2011, Van der Plaats et al. 2007, Dietrich, Kedzior, Borkowski 2005, Panjabi et al. 1976, Belytschko et al. 1973, Schultz et al. 1970) darbuose.

1.5.2. Stuburo juosmens dalies modeliai

Dauguma juosmens dalies modelių parengti juosmens skausmų problemai nagrinėti. Daugelis iš jų pateikia stuburą kaip svirtį, dėl ko stuburas laikomas lenkiamu aplink nejudamą pagrindą, o konkrečiai – kryžkaulį.

Daugiasegmenčiai modeliai leidžia nagrinėti stuburo juosmens dalies stabilumą. Šis gebėjimas leidžia išlaikyti arba grįžti prie pirminės konfigūracijos veikiant kokiai nors apkrovai. Be to, būtina palaikyti mechaninį stabilumą. Todėl modeliai, turintys vieną segmentą, iki galo nenagrinėja stuburo juosmens dalies mechaninės būklės.

Remdamiesi stuburo kinematika, publikacijų (Christophy et al. 2011, Gao et al. 2015, Huynh et al. 2010, Shirazi-Adl 2006, Dietrich, Kedzior, Borkowski, et al. 2005, Łodygowski et al. 2005, Ezquerro et al. 2004, Kilikevičius et al. 2011) autoriai atliko didelį darbą nustatydami juosmens raumenų įtaką (t. y. aktyvių komponentų) stuburo stabilumui.

Žmogaus vertikalumas ir ašinė svorio apkrova yra perteklinių įtempių priežastis. Įtempiai yra didžiausi juosmens segmento lygyje, dėl to vyksta sunkūs amžiniai pokyčiai. Stuburo juosmens dalies degeneracijos procesai, kaip įprasta, atsiranda tarpslankstelinuose diskuose ir slanksteliuose.

Ryšis tarp nestabilumo juosmens lygyje ir degeneracinės spondilolistezės buvo išsakytas darbe (Kirkaldy-Willis et al. 1982), kuriame nurodyta, kad juosmens degeneracijos procesas skirstomas į tris grupes: laikina disfunkcija, nestabili stadija ir stabilizacijos stadija.

Darbe (Sairyo et al. 2006) buvo nagrinėtas netiesinis trimatis BE stuburo juosmens dalies modelis esant spondilolizei. Buvo įrodyta, jog tarpslankstelinio disko defektai sukelia stuburo juosmens dalies nestabilumą.

Taip pat ir kiti kelių biomechaninių ir klinikinių tyrimų autoriai (Ibarz, Herrera, et al. 2013, Ibarz, Más, et al. 2013, Teo et al. 2003, Fujiwara, Lim, et al. 2000, Fujiwara, Tamai, et al. 2000) pranešė priklausomybės tarp tarpslankstelinio disko degeneracijos ir segmentinio nestabilumo patvirtinančią koncepciją (Kirkaldy-Willis et al. 1982).

Kaulinių audinių stiprumas ir maksimali apkrova, kurią gali išlaikyti kaulas, yra vienas iš svarbiausių lūžio prognozės veiksnių. Jis gali būti nustatytas *in vivo* mechaninio modeliavimo testu, remiantis KT vaizdu, naudojant BEM. BE analizė taip pat leidžia studijuoti apkrovų ir deformacijų vaizdą bet kuriame slankstelio taške, tačiau nevertina bendro kaulinių audinių stiprumo. Tai paaiškina erdvinį vaizdą, stipriąsias ir silpnąsias trabekulinio tinklo dalis. Tokių amžinių veiksnių kombinacija, kaip kaulinių audinių masės mažėjimas, kortikalinio kevalo plonėjimas, trabekulinės architektūros praradimas, gali turėti rimtų pasekmių kaulinių audinių stiprumo mažėjimui ir lūžio prognozės didėjimui.

Darbe (Mazlan et al. 2014) buvo atlikta sveikų ir osteoporozė paveiktų slankstelių analizė biomechaninei reakcijai nustatyti, veikiant gniuždymo, lenkimo, tempimo, šoninio lenkimo ir sukimo jėgoms. Šiam tikslui buvo sumodeliuotas tamprus trimatis konkretaus paciento juosmens dalies modelis ir sukurti BE modeliai. BE analizė parodė, jog vienu svarbiausių osteoporozės veiksnių yra tendencija didėti įtempiams ir deformacijoms slankstelio akytame kaule.

Darbuose (López et al. 2016, López et al. 2014, Tsouknidas, Sarigiannidis, et al. 2015) atlikta osteoporotinio stuburo juosmens dalies analizė, parodytas ryšys tarp kaulinių audinių tankio mažėjimo ir stuburo juosmens dalies deformacijos.

Sukamo stuburo būvio analizės tyrimai (Garges et al. 2008, Johansen et al. 1999) nurodė galimus slankstelių lūžius, taikant mechaninius plastiškumo ir irimo kriterijus, tačiau nebuvo įtraukta koreliacija tarp stuburo stabilumo praradimo ir stuburo slankstelių lūžių atsiradimo.

1.5.3. Stuburo elementų modeliai

Stuburo juosmens dalies elementų modeliai, naudojančių BEM, yra daug, jie plačiai taikomi įvairioms stuburo problemoms nagrinėti. Šių modelių detalės ir jų reikšmės gali būti tam tikrų stuburo dalių sprendimo sudedamosios dalys.

Nežiūrint į tai, kad dauguma modelių nagrinėja tarpslankstelinio disko elgesį dėl jo svarbaus vaidmens apkrauto stuburo stabilumui, dėl ko jis gali stipriai deformuotis, ne mažesnę reikšmę turi slankstelis, paveiktas osteoporozės. Be to, tikėtina, jog veikiami ašinio spaudimo slanksteliai ir kremzlinės plokštelės pradės irti anksčiau, negu suplys žiedas arba pats diskas.

Yra du pagrindiniai metodai, skirti slankstelio kūnui modeliuoti:

- μ BE nagrinėjimas, kuriame sudėtinga kaulo geometrinė struktūra modeliuojama tiksliai, atvaizduojant trabekulių struktūrą ir kortikalinį kevalą, dažniausiai tiesiogiai konvertuojant kompiuterinės tomografijos vokselius į BE.
- Kontinuuminis BE nagrinėjimas, kai taikomi homogenizacijos metodai modeliuojant griaučių kaulų struktūrą, aprašant akivaizdžias kiekvieno elemento savybes, apskaičiuotas mezoskalės lygmeniu.

Ionovici et al. (2009) pateikė teorinį slankstelio nestabilumo modelį. Autoriai mano, kad esant osteoporozei slankstelių stabilumas prarandamas dėl to, kad skersinėse trabekulinio sluoksnio sijelėse įvyksta įtrūkimai. Po absorbcijos skersiniai trabekulinio sluoksnio ryšiai suyra. Lieka ilgi išilginiai trabekulinio sluoksnio kaulai. Slankstelio trabekulinio kaulo išilginės sijelės, veikiamos ašinės jėgos, dėl skersinių ryšių mažo tankumo išlinksta ir praranda stabilumą.

Siekiant ištirti trabekulių architektūros pasikeitimo įtaką slankstelio biomechanikai, buvo sukurtas stuburo juosmens tamprus mikrostruktūros modelis (McDonald et al. 2007). Buvo nagrinėjama keletas BE modelių, kuriuose keitėsi trabekulių storiai ir tarpai tarp jų. Tačiau šie tyrimai nenagrinėjo kortikalinio kaulo osteoporotinių pokyčių įtakos slankstelio stabilumui.

Polikeit su bendraautorais (Polikeit et al. 2004) pasiūlė imituoti osteoporozę koreguojant tik tam tikrų medžiagų savybes. Minėtame tyrime autoriai nagrinėjo trabekulinio kaulo pokyčių įtaką slankstelio stabilumui, veikiant ašiniui gniuždymui, tačiau šie tyrimai neanalizavo ekscentrinių jėgų, tokių kaip sukimas bei lenkimas, įtakos slankstelių stabilumo praradimui.

Dažnai dėl to, kad skenavimo skiriamoji geba yra ribota, homogenizuoti BE modeliai ne visada apima tikslų slankstelių kortikalinio kevalo arba kremzlinių plokštelių vaizdavimą. Pavyzdžiui, daugelyje modelių, sukurtų iš klinikinių CT vaizdų, esant dantytiems paviršiams ir žemai raiškai, yra neįmanoma atskirti kortikalinio ir trabekulinio kaulų, kurie bus modeliuojami pagal tuos pačius medžiagos dėsnius (Jones et al. 2008, Crawford et al. 2003, Gustafson et al. 2017, Jackman et al. 2016, Melton et al. 2007). Lygaus paviršiaus tinklelio modeliams, sukurtiems panašiose raiškose, dažniausiai modeliuojamas pastovaus storio kortikalinis kaulas. Kortikalinio kevalo storis gali svyruoti 0,5–1,0 mm (Du et al. 2016). Remiantis įvairiais literatūros duomenimis, modeliuojant kevalo storis buvo priimamas 0,3 mm (Matsuura et al. 2014, Okamoto et al. 2015), 0,35 (Du et al. 2014, Alkalay et al. 2016), 0,4 mm (Imai 2015, Imai et al. 2006, Medtronic

Sofamor Danek 2005), 0,5 mm (Zhu et al. 2017, Ellingson et al. 2016), 0,68 mm (McDonald et al. 2007) ir 1,0 mm (Lee et al. 2004, Liu et al. 2017). Kai kurie autoriai modeliuoja skirtingo kortikalinio kevalo bei kremzlinių plokštelių elementų storį (pvz., Lewis ir Hu savo darbe įvertino 0,3 mm kortikalinio kevalo storį bei 0,35 mm – kremzlinių plokštelių storį (Lewis et al. 2007), kitame darbe kevalo storis buvo imtas 0,35 mm, kremzlinių plokštelių – 0,5 mm (Kuo et al. 2010).

Kadangi slankstelio kūno trabekulinis kaulas demonstruoja tiek tankio, tiek pagrindinių kryptų pokyčius (Clouthier et al. 2015), kurie daugiausia veikia slankstelio struktūros savybes, laikoma, kad kontinuumo BE modelių tikslumas labai priklauso nuo to, kaip jie naudoja šiuos aspektus apibrėžiant akytojo kaulo tamprumo ir takumo savybes.

Iki šiol daugelyje kontinuumo BE modelių tamprumo ir stiprumo savybės dažnai buvo susijusios tik su išmatuotu tankiu KT (Jones et al. 2008, Tawara et al. 2010, Imai 2015, Christiansen et al. 2011), kurio ryšys nustatomas iš trabekulinio kaulo eksperimentų, pateiktų Kopperdahl ir kt. (Kopperdahl et al. 2002). Nors trabekulinio kaulo struktūros įtaka tamprumo ir takumo savybėms yra gerai žinoma (Matsuura et al. 2008), jos indėlis, modeliuojant trabekulinį kaulą pagal kontinuumo BE modelį, buvo ignoruojamas tarus, jog slankstelio porėtoji medžiaga turi pastovias izotropines savybes (Imai 2015, Matsuura et al. 2014, Van der Plaats et al. 2007, Lan et al. 2013, Jackman et al. 2016, Zahaf et al. 2016, Liu et al. 2017, Momeni Shahraki et al. 2015, Zhu et al. 2017, Kuo et al. 2010, Ahmad et al. 2010, Jovanović et al. 2010), arba darant prielaidą, kad visame slankstelio kūne anizotropijos laipsnis yra pastovus (Jones et al. 2008, Tawara et al. 2010, Ghadiri 2014, Tsouknidas, Maliaris, et al. 2015, Maquer, Schwiedrzik, et al. 2014, Provatidis et al. 2009, Bouzakis et al. 2004). Daugeliu atvejų šis supaprastinimas atsirado dėl nesugebėjimo įvertinti trabekulinės architektūros duomenų turint tik mažos raiškos KT, iš kurių buvo sukurta dauguma modelių. Tik neseniai buvo ištirtas trabekulinės architektūros indėlis, tačiau labai supaprastintas. McDonald ir kt. pateikė naujovišką, bet šiek tiek supaprastintą BE modelį taikydami Mizrahi ir kt. (Mizrahi et al. 1993) bendrą slankstelio modelį. Jie pakeitė pradinį tetraedro elementų tinklą strypiniais elementais, trabekulinio kaulo sijelių storį ir tarpus tarp trabekulių (McDonald et al. 2007, McDonald et al. 2010). Tačiau jų sukurtas trabekulinis tinklas turėjo ribotą mazgų skaičių, kuris nebuvo pagrįstas realia trabekuline architektūra. Vėliau trabekulių architektūros pokytį, esant osteoporozėi, nagrinėjo Kim ir kt. (Kim et al. 2013). Iki šiol nė vienas kontinuumo BE metodas neįvertina realaus heterogeniškumo trabekulių architektūroje.

Kontinuumo BE modelių duomenų apskaičiavimo netikslumų dalis gali būti susijusi su fizikiniu aprašymu, naudojamu mechaninių kaulinių audinių elgesiui apibūdinti. Kai kuriais atvejais tyrimai buvo apriboti linijiniu diapazonu, o standumas buvo naudojamas kaip stiprumo pakaitalas, įvertinant stiprumo ir standumo santykį, gautą eksperimentiniu būdu (Dragomir-Daescu et al. 2015, Imai

2015, Crawford et al. 2004). Tai iš dalies gali būti pagrįsta labai stipria tiesine priklausomybe tarp slankstelio standumo ir stiprumo. Tačiau tokie metodai neleidžia tirti klupimo režimų ir slankstelio kūno viduje pažeidų kaupimo. Atliekant kaulinių audinių analizę netiesiniame diapazone, iki šiol kontinuumo BE analizei dažniausiai taikomi fizikiniai dėsniai arba klupimo kriterijus, kurie nebuvo pritaikyti kauliniams audiniams. Iš tiesų daugelis autorių naudojo idealiai tampriai-plastinės medžiagos dėsnius kartu su von Mizeso takumo kriterijumi, taikytinus metalo plastiškumui tirti (Jones et al. 2008, Jones et al. 2007, McDonald et al. 2010, Jackman et al. 2016, Buckley et al. 2007). Kituose tyrimuose netiesinė analizė buvo atlikta remiantis izotropinių tampriai-plastinių medžiagų elgsena, paimta iš betono medžiagų analizės, naudojant Drucker ir Prager ekvivalentinį takumo ribos kriterijų, kuris gali tiksliai numatyti slankstelio kūno stiprumą, veikiant vienašiam gniuždymui (Imai 2015, Sato et al. 2017, Takano et al. 2017, Mazlan et al. 2014, Mazlan et al. 2017, Kinzl et al. 2013). Tačiau žmogaus trabekulinio kaulo pažeidimai yra jautrūs hidrostatiniam slėgiui (Chevalier et al. 2008), kas netaikytina metalui ar betonui. Tokiu būdu minėti metodai gali būti riboto tikslumo, modeliuojant slankstelių kūno pažeidimus ir negrįžtamas deformacijas, sukeltas pernelyg didelės apkrovos. Manoma, kad tai yra lemiamas veiksnys, atliekant tyrimus, padedančius nustatyti slankstelių irimo būdus, nes nuolatinė deformacija parodo slankstelių lūžių klinikinį aprašymą (Johansson et al. 2014).

Daugumoje atliekamų tyrimų, siekiant supaprastinti, kortikalinio kevalo ir kremzlinių plokštelių medžiagų savybės buvo laikomos izotropinėmis (Lan et al. 2013, Du et al. 2014, Wang et al. 2017). Tačiau tamprumo modulio vertė, naudojant kompaktiškai aprašytą kaulą, ne visada buvo slankstelio kevalo ir kremzlinių plokštelių diapazono. Tiesą sakant, yra didelė priskirtų medžiagų savybių ir tyrimų įvairovė. Ji gali būti susijusi su literatūroje pateiktų kompaktinių kaulų savybių kintamumu, dėl ko kortikalinis kaulas turi platų tamprumo modulių diapazoną (pvz., 13,0 GPa (McDonald et al. 2007), 12,0 GPa (Kinzl et al. 2013, Momeni Shahraki et al. 2015, Zahaf et al. 2016, Ibarz, Herrera, et al. 2013, Ibarz, Más, et al. 2013, Lan et al. 2013, Ahmad et al. 2010, Kuo et al. 2010, López et al. 2016, López et al. 2014, Ghadiri 2014, Wang et al. 2017, Xu et al. 2014, Zhao et al. 2013, Lu et al. 2013), 10,0 GPa (Zhu et al. 2017, Imai et al. 2006, Imai et al. 2008, Galbusera et al. 2011, Niemeyer et al. 2012), osteoporoze paveiktų slankstelių 8,7 GPa (Wang et al. 2014), 8,0 GPa (Liang et al. 2015, Kim et al. 2013, Su et al. 2017, Yang et al. 2016). Tamprumo modulio pasirinkimas taip pat gali remtis kalibravimu: pavyzdžiui, labai mažos tamprumo savybės, priskirtos kortikaliniam kevalui Liebschner ir kt. (Liebschner et al. 2003) modeliuose, buvo laikomos tikromis savybėmis, kurios geriausiai atitiktų tikrąsias struktūrines slankstelio kūno savybes. Kituose pavyzdžiuose šios akivaizdžiai žemesnės kortikalinio kevalo ir kremzlinių plokštelių savybės buvo priskirtos be tikslių paaiškinimų

(Jebaseelan et al. 2014) arba tiesiog per didelio kortikalinio kevalo storio kompensavimo. Kortikaliniam kevalui ir kremzlinėms plokštelėms modeliuoti priskirti netikslūs pradiniai duomenys gali ne tik apriboti BE modelių prognozinį tikslumą, bet ir gali būti neteisingai interpretuojamos slankstelių struktūrinės funkcijos.

Kaulinės ataugos dažniausiai aprašomos kaip tiesinės tamprios izotropinės medžiagos. Medžiagos Jungo modulis yra nuo 1000 MPa iki 5000 MPa, Puasono koeficientas $\nu = 0,2\text{--}0,25$ (Zahaf et al. 2016, Ghadiri 2014, Jones et al. 2008).

Kremzlinės plokštelės dažniausiai laikomos tiesinėmis tampriomis izotropinėmis medžiagomis, kurių tamprumo modulis $E = 20\text{--}50$ MPa ir Puasono koeficientas $\nu = 0,4$ (Jones et al. 2008, Monteiro et al. 2011).

Tarpslankstelių diskų BE modelių geometrija dažnai supaprastinama. Žiedo ir branduolio matmenys imami iš literatūroje pateiktų duomenų (Galbusera et al. 2011, Malandrino et al. 2013) arba atspėjami iš gretimų slankstelių formos, gautos atliekant KT (Moramarco et al. 2010, Homminga et al. 2012), arba rentgeno nuotraukų, gautų dviem fluoroskopais, statmenais viena kitam (Wang et al. 2013). Atsižvelgiant į didelę disko morfologijos įtaką jo mechaninėms reakcijoms (Meijer et al. 2011, Niemeyer et al. 2012), nenuostabu, kad tik nedaugelis autorių savo modelių geometriją grindžia magnetinio rezonanso vaizdais (Castro et al. 2012).

Geometriškai modeliuojant tarpslankstelinį diską, priklausomai nuo žmogaus lyties ir aukščio, jo aukštis dažniausiai yra apie 8–12 mm. Disko modelyje paprastai išskiriamas minkštiminis branduolys, pagrindinė žiedo medžiaga ir skaidulinis žiedas. Stuburo juosmens dalyje branduolio plotas dažniausiai yra 30–50 % viso tarpslankstelinio disko skerspjūvio ploto (Zhang et al. 2018, Teichtahl et al. 2017, Teichtahl et al. 2015).

Vis daugiau ir daugiau sukuriami sudėtingų poroelastinių modelių, svarbių biocheminių principų supratimo požiūriu, tačiau sunkiai taikytinų bei retai grįstintų konkrečių diskų struktūrai, o tai riboja klinikinį taikymą (Toumanidou et al. 2015, Malandrino et al. 2015, Fan et al. 2015, Barthelemy et al. 2016, Casaroli et al. 2017). Kita vertus, dauguma dabartinių modelių sugeba imituoti tarpslankstelinio disko anisotropiją, jos heterogeniškumą ir hiperelastingumą, ko pakanka kvazistatiniam netiesinio disko atsakui atvaizduoti (Moramarco et al. 2010), prolapso imitavimui (Kamal et al. 2016), įtrūkimams inicijuoti disko žiede (Qasim et al. 2014, Wade et al. 2017) ir disko struktūriniam atsakui į smūginę apkrovą analizuoti (Schmidt et al. 2013).

Galiausiai dauguma autorių palygina savo BE modelių skaičiavimo rezultatus su panašiais eksperimento rezultatais, pateiktais literatūroje (Moramarco et al. 2010, Jacobs et al. 2014, Farajpour et al. 2017), kuris nėra visiškai patikimas at-

sižvelgiant į didelį standartinį nuokrypį eksperimentiniuose rezultatuose dėl didelės degeneracijos laipsnio įvairovės, sunkiai įvertintos IVD apkrovimo istorijos ar geometrijos (Jones et al. 2008).

Įprasta normuoti skerspjuvio srityje kaulinių audinių menamą standumą (Mosekilde et al. 1987), raumenų (Ouaaid et al. 2016) arba sausgyslių (Fouré et al. 2012, Fouré et al. 2013). Tik nedaugelis autorių normavo tarpslankstelinio disko standumo pokytį pagal disko geometriją (Ibarz, Más, et al. 2013, Maquer, Brandesky, et al. 2014, Jacobs et al. 2014, Casaroli et al. 2017).

Pateikta mokslinių darbų analizė parodo, jog yra nemažai darbų, kurie koncentruojasi į tarpslankstelių diskų tyrimus dėl jo svarbaus vaidmens stuburo stabilumui. Naujausi statistiniai duomenys parodo, jog asmenys su sunkia osteoporozė turėjo sunkius degeneracinius diskų pokyčius (Wáng et al. 2018, Zhong et al. 2016, Sharmazanov et al. 2015), tačiau iki šiol stuburo ir slankstelių nestabilumo atsiradimo reiškinys, susijęs su slankstelių kaulinio audinio patologiniais struktūros ir mechaninių savybių pokyčiais, yra nepakankamai išnagrinėtas.

Stuburo slankstelių ir diskų konkreti geometrija, medžiagų savybės ir tiesioginis BE modelių patikrinimas yra naudingi ir aktualūs medicininio požiūriu.

1.6. Pirmojo skyriaus išvados ir disertacijos uždavinių formulavimas

1. Atlikus mokslinės literatūros disertacijos tema analizę, nustatyta, kad su stuburo slankstelio kauliniu audiniu susiję patologiniai struktūros ir mechaninių savybių pokyčiai turi būdingų struktūrinio nestabilumo požymių.
2. Dauguma stuburo skaitmeninių tyrimų daugiau ar mažiau yra susiję su BEM, tačiau žinomuose skaitiniuose stuburo analizei taikytuose baigtinių elementų modeliuose stabilumo reiškinys nebuvo pakankamai išnagrinėtas.
3. Kompiuterinės mechanikos metodų taikymas biomechanikoje leidžia suprasti žmogaus funkcionavimo dėsningumą, kai organizmas yra normalios būklės ar pasireiškia patologija, taip pat padeda sukurti automatizuotus diagnostikos metodus. Biomechanikos uždavinių sprendimui dažniausiai taikomi yra skaitiniai tyrimai.

Įvertinus mokslinėje literatūroje išnagrinėtus klausimus ir atsižvelgiant į disertacijos darbo tikslą, tikslinga spręsti šiuos uždavinius:

1. Sukurti modeliavimo metodiką, taikomą stuburo kaulinio audinio patologijai modeliuoti.

2. Rekonstruoti pacientui būdingo juosmens dalies slankstelio geometriją, naudojant kompiuterinės tomografijos duomenis ir kaulinių audinių parametrus, bei, remiantis rekonstruota geometrija, sukurti stuburo juosmens dalies slankstelio ir stuburo juosmens dalies dviejų judamųjų segmentų baigtinių elementų modelius.
3. Taikyti sukurtą modelį osteoporotinių slankstelių laikomajai galiai nustatyti ir ištirti slankstelių osteoporotinių pokyčių įtaką kortikalinio kevalo stabilumui.
4. Įvertinti kaulinio audinio patologijų įtaką stuburo juosmens dalies bendrajam stabilumui.

Stabilumo uždavinys ir baigtinių elementų modelis

Antrajame disertacijos skyriuje aptariama deformuojamo stuburo ir jo atskirų fragmentų stabilumo (stabilumo praradimo) samprata. Stabilumo uždavinys formuluojamas kaip geometriškai netiesinis struktūrinės analizės uždavinys, įvertinantis kaulinių audinių patologinius pokyčius. Stabilumui vertinti sudaryti atskiro slankstelio ir trijų slankstelių fragmento BEM modeliai, aprašyti slankstelių geometrija, taip pat apkrovos, kaulinių audinių mechaninės savybės ir jų patologiniai pokyčiai.

Šio skyriaus teiginiai paskelbti (Chabarova et al. 2020, Chabarova et al. 2019) mokslinėse publikacijose.

2.1. Stabilumo uždavinys – esminiai teiginiai ir sąvokos

Antrajame disertacijos skyriuje nagrinėjami stuburo slankstelių kaulinio audinio patologiniai pokyčiai, potencialus šių pokyčių poveikis mechaniniam stabilumui, yra formuluojamas šiuos poveikius vertinantis stabilumo uždavinys. Problema nėra vienareikšmė ir priklausimai nuo tam tikrų parametrų kombinacijų galimos kelios šio uždavinio interpretacijos.

Mechaniniu požiūriu stuburas yra sudėtinga mechaninė deformuojama sistema. Galima išskirti normalią tokios sistemos būseną ir jos savybes, ir patologinius šių savybių pokyčius. Stuburo ar jo atskirų dalių, kelių slankstelių fragmento, ar vieno atskiro slankstelio būseną nustatoma išsprendus situacijai būdingą mechaninio deformavimo uždavinį.

Tiek medicininio, tiek mechaninio požiūriu struktūros tinkamumas atlikti tam tikras funkcijas apibūdinamas ribinėmis sąlygomis. Pažymėjus struktūros būvio parametru vektoriumi \mathbf{b} , jos ribinis būvis bus aprašomas ribiniu paviršiumi f_{lim} . Taikant vektorinius žymėjimus struktūros ribinės sąlygos apibūdinamos šia nelygybe:

$$f_{\text{lim}}(\mathbf{b}) \leq a_{\text{lim}}. \quad (2.1)$$

Apsiribojant mechanine interpretacija, vektorius \mathbf{b} sudaromas iš struktūros įtempių, poslinkių ar deformacijų, o ribinės reikšmės a_{lim} sudaromas remiantis mechanikoje žinomais kriterijais.

Medicininio požiūriu kriterijus (2.1) skiria normalią tokios sistemos būseną ir dėl jos patologinių pokyčių susidariusią sveikatai pavojingą būseną. Stuburo ar jo atskirų dalių, kelių slankstelių fragmento ar vieno atskiro slankstelio būseną nustatoma išsprendus situacijai būdingą mechaninio deformavimo uždavinį.

Medicininėje praktikoje remiamasi apibendrintais, mechaniniais, lengvai nustatomais rodikliais, kurie yra išsamių mechaninių tyrimų rezultatas.

Medicinoje slankstelių laikomosios galios praradimas vadinamas lūžiu. Tradiciškai slankstelių lūžio prognozė vertinama pagal stiprumo kriterijus atsižvelgiant į įtempių parametrus. Šis tiesioginis vertinimas praktikoje yra gana sudėtingas. Kompleksinės deformuojamosios sistemos elgesys neapsiriboja stiprumo kriterijais, todėl slankstelių laikomoji galia gali būti vertinama remiantis deformacijos kriterijais, kurie išreiškiami tam tikrais poslinkių apribojimais. Gerontologai naudoja slankstelio aukščio pasikeitimą kaip lūžio būklės matą (Genant et al. 1993). Normali slankstelių būklė charakterizuojama deformavimosi laipsniu 0, kuris atitinka aukščio pokyčiui $0 \leq \bar{h} \leq 20\%$. Viršijus šią 20 % ribą, laikoma, kad įvyko slankstelio lūžis.

$$\Delta h \leq 0, 2h. \quad (2.2)$$

Stabilumą reikia suprasti kaip struktūros gebėjimą išlaikyti pradinę pusiausvyros formą nuėmus išorines apkrovas. Apkrovos, kurioms veikiant įvyksta struktūros stabilumo praradimas, vadinamos kritinėmis, o būvis prieš stabilumo praradimą vadinamas ikikritiniu būviu, praradus stabilumą – pokritiniu. Struktūros stabilumas (ar nestabilumas) kaip viena iš svarbiausių deformuojamos sistemos savybių bus taip pat apibūdinamas taikant ribinių būvių idėją, kur ribinis būvis sutapatinamas su kritiniu būviu. Atskirais atvejais struktūros nestabilumas siejamas

su didelėmis lokaliomis deformacijomis, o kritinis būvis apibūdinamas deformacijų kriterijais.

Stuburo dalies stabilumo kriterijai apibūdinami pagal deformuotos formos parametrų verčių slenksį. Biomechaninis stuburo nestabilumas, susijęs su stuburo specifinių geometrinių formų parametrais, tokiais kaip stuburo judesių pokyčiai, taikomas medicinos praktikoje. Stuburo judesys matuojamas judesio amplitude laipsniais, arba vadinamąja ROM (*range of motion*). Tariaama, kad stuburas yra stabilus, kai ROM yra mažesnis už 15° (Gopinath 2015).

$$ROM \leq 15^\circ. \quad (2.3)$$

Stabilumo praradimas gali būti nustatytas sprendžiant geometriškai netiesinį struktūros deformavimo uždavinį. Disertaciniame darbe stabilumo uždavinys ir jo BEM modeliai bus sudaromi deformuojamo kūno mechanikoje taikomus metodus ir matematinės priklausomybes. Uždaviniui spręsti bus sudaromi dviejų lygių mechaniniai modeliai. Pirmiausia bus nagrinėjamas slankstelio stabilumo uždavinys, toliau darbe bus nagrinėjamas stuburo juosmens dalies stabilumo uždavinys. Stabilumo uždavinys formuluojamas remiantis tokiais prielaidomis ir hipotezėmis:

- nagrinėjamas vidurinis stuburo juosmens dalies L1–L5 slankstelis L3 ir dviejų judamųjų segmentų stuburo juosmens vidurinė dalis L2–L4;
- slankstelis susideda iš slankstelio kūno, jo kortikalinio kaulo ir akytosios šerdies, kaulinių ataugų ir kremzlinių plokštelių;
- modeliuojant slankstelio kūną, akytasis trabekulinis kaulas laikomas tūrinio kontinuumu, o tankus kortikalinio kaulo sluoksnis – plonu kevalu;
- sudarant stuburo fragmento modelį, tarp slankstelių įvedami tarpslanksteliniai diskai;
- tarpslankstelinis diskas susideda iš branduolio, žiedo ir skaidulinių kevalų;
- stabilumo uždavinys formuluojamas ribiniam atvejui, kai raiščiai ir raumenys nedaro įtakos stuburo stabilumui;
- deformavimo greitis yra kvazistatinio apkrovimo greitis, kuris pakankamas stabilumo praradimui, bet deformavimo laikas yra nepakankamas viskoziniais, arba klampumo, efektams aprašyti;
- nevertinami deformavimo greičio sukelti efektai dėl deformavimo proceso lėtumo.

2.2. Stabilumo uždavinio matematinis modelis

2.2.1. Pagrindinės priklausomybės

Stabilumo uždavinys formuluojamas kaip geometriškai netiesinės analizės uždavinys. Diskrečiamajai struktūrai toks uždavinys aprašomas netiesinių algebrinių lygčių sistema:

$$\mathbf{K}_G(\mathbf{u}(t)) \cdot \mathbf{u}(t) = \mathbf{F}(t), \quad (2.4)$$

čia \mathbf{u} – struktūros būvį apibūdinantis polinkių vektorius; \mathbf{F} – išorinės apkrovos vektorius; \mathbf{K}_G – deformuotos struktūros standumo matrica; laikas t – bedimensis dydis, kurio reikšmės kinta tarp 0 ir 1. Šis dydis yra struktūros deformavimo (apkrovų kitimo) proceso eigą apibūdinantis rodiklis.

Netiesinio uždavinio sprendinys – deformavimo procesą apibūdinantys poslinkių vektoriaus \mathbf{u} komponentai yra laike kintančios funkcijos, kurios išskaičiuojamos prieaugių metodu. Tuo tikslu deformavimo procesas dalijamas į baigtinį skaičių Δt dydžio laiko intervalų. Pažymėjus poslinkių ir apkrovų prieaugius intervale Δt priklausomybėmis:

$$\Delta \mathbf{u}(\Delta t) = \mathbf{u}(t + \Delta t) - \mathbf{u}(t), \quad (2.5)$$

$$\Delta \mathbf{F}(\Delta t) = \mathbf{F}(t + \Delta t) - \mathbf{F}(t). \quad (2.6)$$

Pradinis uždavinys (2.4), diferencijuojant pagal laiką performuluojamas prieaugiais:

$$\mathbf{K}_{GL}(\mathbf{u}(t)) \cdot \Delta \mathbf{u}(\Delta t) = \Delta \mathbf{F}(\Delta t), \quad (2.7)$$

čia \mathbf{K}_{GL} – globali tangentinė standumo matrica.

Struktūros stabilumo rodikliai yra susiję su kritinių taškų ir juose atsirandančių jėgų ir poslinkių kritinių reikšmių nustatymu. Sprendžiant stabilumo uždavinį, remiamasi proporcingos apkrovos prielaida. Teigiama, kad išorine apkrova lygtyje (2.4) $\mathbf{F}(t) = \mathbf{F}(\lambda)$ laiku t didėja proporcingai daugikliui λ :

$$\mathbf{F}(\lambda) = \lambda \mathbf{F}_0, \quad (2.8)$$

čia vektorius \mathbf{F}_0 yra normalizuotas pradinės apkrovos vektorius. Taikant prieaugių formuluotę (2.5), proporcingumo sąlyga galioja tik vieno prieaugio ribai.

Struktūros deformavimo prieaugiais procesas gali būti apibūdinamas apkrovos daugiklio prieaugiais:

$$\mathbf{K}_{GL}(\mathbf{u}(\lambda), \lambda) \cdot \Delta \mathbf{u}(\Delta \lambda) = \Delta \lambda \mathbf{F}_{0\lambda}. \quad (2.9)$$

Atkreiptinas dėmesys, kad realybėje kritinio taško nustatymas pagal išraišką (2.7) yra daug sudėtingesnis, negu atrodo iš pirmo žvilgsnio. Tą lemia standumo matricos struktūra ir apkrovos pridėjimo būdas.

Kalbant apie BE modeliavimą, stabilumo uždavinys sprendžiamas pridendant formos pokyčius įvertinančius standumo matricos komponentes. Taigi tangentinę (liestinę) standumo matricą sudaro trys komponentės. Globali standumo matrica įgauna tokį pavidalą:

$$\mathbf{K}_{GL}(\mathbf{u}(\lambda), \Delta \lambda) = \mathbf{K}_{lin} + \mathbf{K}_{dis}(\lambda) - \mathbf{K}_{geom}(\Delta \lambda), \quad (2.10)$$

čia \mathbf{K}_{lin} – tiesinė standumo matrica; \mathbf{K}_{dis} – didelių poslinkių standumo matrica, priklausanti nuo poslinkių dydžio. Ši matrica priklauso nuo formos, kai $\lambda = 0$, arba yra labai maža reikšmė, tai $t = 0$; \mathbf{K}_{geom} – geometrinė poslinkių matrica.

Fiziniu požiūriu geometrinis standumas apibūdina tamprios sistemos standumo pokyčio efekto tiesinę aproksimaciją, padidėjant įtempiams. Geometrinė standumo matrica kartais vadinama papildoma standumo matrica, nes priklauso mai nuo apkrovos ji pridedama arba atimama iš tiesinės standumo matricos.

$$\mathbf{K}_{geom}(\Delta \lambda) = \lambda \mathbf{K}_{geom}. \quad (2.11)$$

Stabilumo rodiklių nustatymas siejasi su ypatingais (2.1) ar (2.4) sprendiniais.

Tiriant stabilumą galima išskirti du būdingiausius stabilumo praradimo atvejus. Būdingiausias stabilumo praradimas yra susijęs su bifurkacijos tašku. Kritinė būklė charakterizuojama kritinės jėgos (bifurkacijos taško) reikšme ir galimas pokritinis sistemos darbas su mažesne kritine jėga. Nagrinėjant kontinuumo sritis, kritinį nestabilumą galima apibūdinti kaip asimptotinę ribinę būklę, turinčią neribotą kontinuumo dalies deformaciją. Bifurkacijos taškas nustatomas sekant poslinkių istoriją. Tokiu atveju parametras λ atitinka kritinę apkrovą. Kitą poslinkių apkrovimo istoriją galima nustatyti kritinio parametro $\Delta \lambda$ krypties pokyčiu. Didinant apkrovą žingsniu $\Delta \lambda$, pasiekus bifurkaciją $\Delta \lambda \approx 0$, gaunamas nestabilumo požymis. Šiame taške apkrova arba poslinkis turi pakeisti ženklą ir $\Delta \lambda < 0$.

Labai dažnai nestabilumo situacija susidaro esant mažiems poslinkiams. Didelių poslinkių efektas gali būti nevertinamas, t. y. didelių poslinkių matricos sukelta jėga $\mathbf{K}_{lin} \cdot \Delta \mathbf{u} < \mathbf{K}_{lin} \cdot \mathbf{u}$.

Ši situacija yra būdinga kevalams, kai membraniniai poslinkiai maži, o nestabilumą lemia geometrinė matrica. Nagrinėjant sistemų, sudarytų iš plokštelių ir kevalų, stabilumą, atsižvelgiant į sistemos netiesiškumą, reikia spręsti geometriškai netiesinį uždavinį, taikant apkrovos priaugių metodą:

$$\left[\mathbf{K}_{lin} + \mathbf{K}_{dis,1}(\lambda) + \mathbf{K}_{geom}(\Delta \lambda) \right] \Delta \mathbf{u}_1 - \Delta \mathbf{F}_1 = 0 \text{ – pirmame žingsnyje, } (2.12)$$

$$\left[\mathbf{K}_{\text{lin},k} + \mathbf{K}_{\text{dis},k}(\lambda) \right] \Delta \mathbf{u}_k - \Delta \mathbf{F}_k = 0 \quad -k\text{-tame žingsnyje.} \quad (2.13)$$

Apibendrinant stabilumo sąlygą bifurkacijos taške, kuris sutapatinamas su laiku t , galima apibūdinti tokia sąlyga:

$$\lambda = \lambda_t = \lambda_{cr}, \quad (2.14)$$

o prieaugius:

$$\Delta \lambda_{t-1} > 0, \Delta \lambda_t \approx 0, \Delta \lambda_{t+1} < 0. \quad (2.15)$$

Antruoju atveju gali vyrauti didelių poslinkių matricos poveikis. Didinant $\Delta \lambda$ didėja poslinkis $\Delta \mathbf{u}$. Šis poslinkis gali didėti lokaliai ir stabilumą praranda tiksliai lokali struktūros dalis. Tuo tarpu visa struktūra išlieka stabili. Tai reiškia kad $\Delta \lambda$ yra visada daugiau už nulį, bet $\Delta \lambda$ artėja prie nulio, t. y. yra stabilumo kritinė jėga yra riba, kurios negalima pasiekti.

Kitas atvejis yra kai pasiekama kritinė jėga. Po tam tikro žingsnių skaičiaus $\Delta \lambda$ vėl tampa teigiamas:

$$\Delta \lambda_{t-1} > 0, \Delta \lambda_t \approx 0, \Delta \lambda_{t+m} > 0. \quad (2.16)$$

Kadangi uždavinio (2.9) sprendinys apima ne tik poslinkius bet ir įtempius, matematinis modelis (2.4) leidžia įvertinti ir stiprumo kriterijus. Stiprumo ribinis būvis pasiekiamas, kai stiprumo kriterijai viršija tam tikrą stiprumo konstantą (stiprumo ribą).

Šiame darbe parenkamas energetinis stiprumo kriterijus, kuris įvertina erdvinį įtempių būvį. Šis kriterijus iš esmės sutampa su von Mizeso takumo sąlyga:

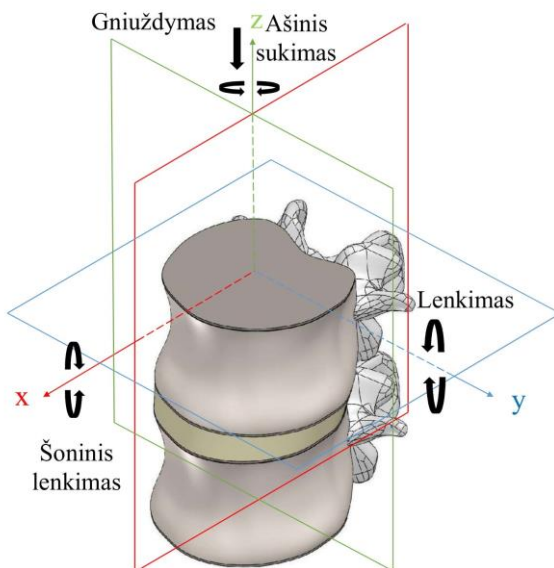
$$\sigma_y = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}. \quad (2.17)$$

Šis energetinis stiprumo kriterijus yra plačiai naudojamas vertinant kaulų stiprumą (Liang et al. 2015, Kim et al. 2013, Sandino et al. 2017).

2.2.2. Apkrovos ir kraštinės sąlygos

Stuburas gali būti nagrinėjamas, kai sudėtinga sudėtinė struktūra, kuriai būdingos keturios deformavimo modos (2.1 pav.): apie skersinę ašį stuburo lenkimo moda, apie sagitalinę ašį – šoninio lenkimo moda, apie vertikaliąją ašį – sukimo moda, aukščio pokyčio moda.

Atliekant skaičiuojamąją analizę priimama prielaida, kad, išpjovus stuburo fragmentą, viršutinės dalies poveikis perduodamas per apkrovas, apatinė modulio dalis yra įtvirtinta.



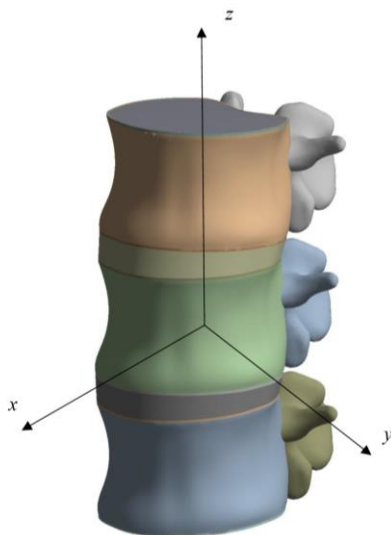
2.1 pav. Stuburui būdingos deformavimo modos
Fig. 2.1. Deformation modes are characteristic of the spine

Šiame darbe bifurkacijos taško ir apkrovimo jėgos nestabilumo metu kritimo tiesei nustatyti yra pridėti konkrečių reikšmių poslinkiai. Taigi išorinė ašinė apkrova ΔF laiko momentu t kontroliuojama momentiniu vertikaliuoju poslinkiu $u_z(t)$, sukimo momentas – kampiniu poslinkiu $\omega_z(t)$, lenkimo momentas apie skersinę ašį – $\omega_y(t)$, apie sagitalinę ašį – kampiniu poslinkiu $\omega_x(t)$.

2.3. Stuburo fragmento geometrija

Disertacijoje nagrinėjamas stuburo kaip deformuojamos struktūros stabilumas, kurį lemia baigtiniai geometrijos pokyčiai deformavimo metu. Tam tikslui nagrinėjamas stuburo juosmens dviejų judamųjų segmentų dalies modelis, susidedantis iš trijų L2–L4 slankstelių, tarpusavyje sujungtų tarpslanksteliniais diskais (2.2 pav.).

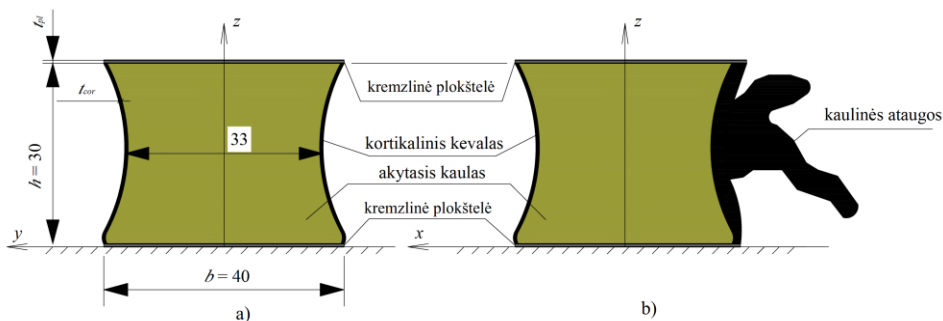
Slankstelio modelio geometrija ir matmenys buvo gauti iš aukštos skiriamosios gebos KT vaizdų. Vaizdai buvo rekonstruoti 0,3 mm pjūviais ir eksportuoti į DICOM tipo bylas. Konkrečių subtūrių klasifikavimas į kevalo arba trabekulinę fazę buvo atliktas atsižvelgiant į poringumo (tankio) reikšmes.



2.2 pav. Stuburui būdingos deformavimo modos Stuburo dviejų judamųjų segmentų (L2–L4) modelis

Fig. 2.2. Deformation modes are characteristic of the spine Model of two spinal motion segments (L2–L4)

Slankstelio kūno pradinę anatominę geometriją formuoja kortikalinio kevalo geometrija (2.3 pav.).

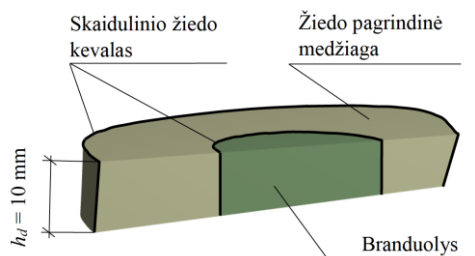


2.3 pav. Slankstelio modelio vaizdas: a) pjūvis frontaline plokštuma; b) pjūvis sagitaline plokštuma

Fig. 2.3. View of the vertebral model: a) frontal section; b) median (midsagittal) section

Slankstelio kūnas modeliuojamas kvazicilindrinės formos. Slankstelio geometrija apibrėžiama trimis pagrindiniais parametrais. Juosmens slankstelio kūno modelio aukštis yra maždaug lygus $h = 30$ mm, plotis skersine linkme – apie $b = 40$ mm. Kremzlinių plokštelių storis yra $t_{pl} = 0,5$ mm. Pridedamos kaulinės ataugos, atspindinčios slankstelio kūno užpakalinės dalies standumą. Iš viršaus ir apačios pridamos dvi kaulinės kremzlinės plokštelės, atspindinčios kraštines sąlygas su gretimu trabekuliniu kaulu (2.3 pav.).

Tarp dviejų gretimų slankstelių modeliuojamas tarpslankstelinis diskas (2.4 pav.).



2.4 pav. Tarpslankstelinio disko modelio vaizdas

Fig. 2.4. View of the intervertebral disc model

Tarpslankstelinis diskas modeliuojamas 10 mm aukščio ir buvo suskirstytas į branduolį, žiedą ir žiedo skaidulus.

2.4. Kaulinio audinio patologija

Stuburas yra heterogeninė sudėtinė sistema. Tokiu būdu stuburo modeliavimas turi būti aprašytas atskiriems komponentams taikant tam tikras medžiagų savybes. Stuburo juosmens dalies komponentų medžiagų savybės dažniausiai gaunamos tam tikrų pavyzdžių eksperimentiniais bandymais.

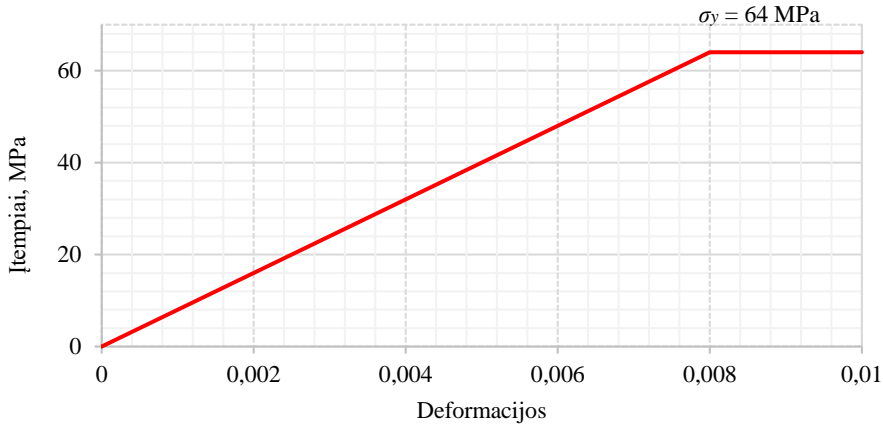
Siekiant įvertinti kaulinio audinio patologijos poveikį stuburo elementų stabilumui, darbe siūloma osteoporotinę slankstelių degradaciją aprašyti trabekulinio kaulo tūrio tankio mažėjimu, kortikalinio kaulo plonėjimu ir ryšių pašalinimu tarp dviejų kaulų terpių.

Svarbiausios slankstelių kūno savybės gali būti išsilaikytos nagrinėjant makroskopinėje skalėje. Šis dvifazis kortikalinio ir trabekulinio kaulo tūrinis modelis yra mechaniškai pagrįstas ir dažnai nagrinėjamas atliekant skaitmeninį modeliavimą (Blanchard et al. 2016, Okamoto et al. 2015, Zhu et al. 2017, Kinzl et al. 2013, Lan et al. 2013).

Pirmiau minėto padalijimo problema yra šiek tiek hipotetinė. Konkretaus tūrio klasifikacija į kortikalinę ir trabekulinę fazę gali būti atliekama remiantis poringumo (tankio) reikšmių KT vaizdavimu.

Laikomasi prielaida, kad tankus kortikalinis kevalas modeliuojamas kaip homogeninis izotropinis idealiai tamprus kontinuumas, kurio stiprumo riba yra σ_y , o medžiagos modelis apibrėžiamas įtempių ir deformacijų diagrama, pateikta 2.5 paveiksle.

Darbe plastiškumas taikomas tik ribinio būvio pasiekus takumo ribą vertinimui. Von Mizeso takumo kriterijus, esant trapioms medžiagoms, atitinka energetinį stiprumo kriterijų.



2.5 pav. Kortikalinio kaulo idealiai tamprios medžiagos įtempių ir deformacijų diagrama ($E_{cor} = 8000$ MPa) (Kim et al. 2013)

Fig. 2.5. Stress-strain curve of the elastic plastic material for cortical bone ($E_{cor} = 8000$ MPa) (Kim et al. 2013)

Trabekulinė fazė modeliuojama kaip tamprus ortotropinis kontinuumas. Tokiu būdu skersinis tamprumo modulis $E_{can,xx} = E_{can,yy}$ laikomas išilginio modulio $E_{can,zz}$ dalimi, taigi

$$E_{can,xx} = E_{can,yy} = 0,1E_{can,zz} . \quad (2.18)$$

Slankstelių osteoporotinė degradacija charakterizuojama trabekulinio kaulo tūrinio tankio ρ mažėjimu nuo 300 kg/m^3 iki 100 kg/m^3 , o tai lemia Jungo modulio degradaciją. Trabekulinio kaulo tamprumo modulis apskaičiuojamas pagal (Helgason et al. 2008) formulę taip:

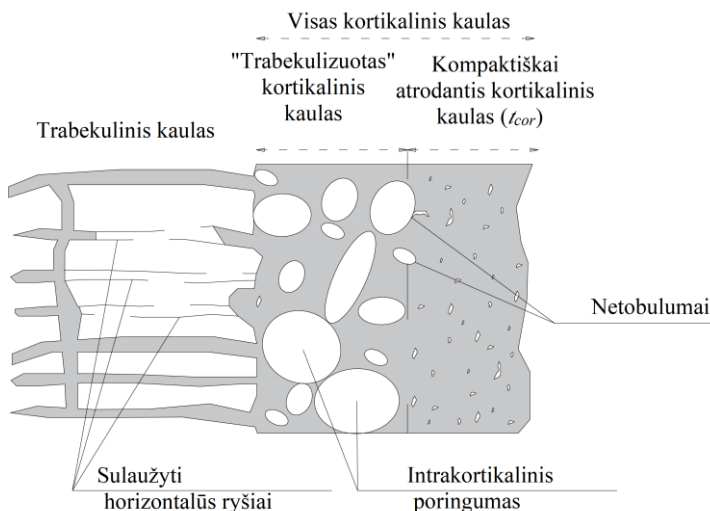
$$E_{can,zz} = 4,73\rho_{app}^{1,56} , \quad (2.19)$$

čia ρ_{app} (g/cm³) = vidutinis tankis = degradavusios medžiagos tankis / bendras bandinio tūris.

Trabekulinio kaulų tankis apskaičiuojamas naudojant KT (*Hounsfield Unit*) vidutinę vertę, tačiau kaulinio audinio BE tankis gali būti apskaičiuojamas pagal tokią formulę (Mazlan et al. 2014, Tawara et al. 2010):

$$\rho = \begin{cases} 0,0 & (HU < 1) \\ (0,945 \times HU + 1,347) \times 10^{-3} & (HU > 1) \end{cases}. \quad (2.20)$$

Pažymėtina, kad osteoporotinė degeneracija sukelia makroskopinius pokyčius dėl kaulinių audinių masės praradimo. Tačiau degradacijos mechanizmas nėra trivialus. Didžiausias kaulinių audinių masės praradimas dėl osteoporozės įvyksta kaulo sąsajos sluoksnyje tarp dviejų fazių. Kortikalinis kaulas su vadina-muoju intrakortikalinio kaulinio sluoksniu, kurio poros padidina perėjimo zoną, yra suformuojamas, kaip parodyta 2.6 paveiksle. Tai rodo kortikalinio kaulo storio sumažėjimą. Be to, vietinės degradacijos poros laikomos defektais kaip vienu iš galimų nestabilumo veiksnių. Todėl vertinant slankstelio kūno kaulinio audinio patologiją, priimama prielaida, kad slankstelių osteoporotiniai fiziniai pokyčiai pasireiškia trabekulinio kaulo tūrio mažėjimu, o struktūriniai pokyčiai – tarpo tarp dviejų terpių atsiradimu ir plono kortikalinio kaulo storio kitimu.



2.6 pav. Degeneracinės kaulų struktūros schematizavimas (Zebaze et al. 2010)

Fig. 2.6. The schematization of the degenerative bone structure (Zebaze et al. 2010)

Tyrimė taikytos stuburo kaulinių medžiagų fizinės savybės pateikiamos 2.1 lentelėje.

2.1 lentelė. Komponentų medžiagos savybės

Table 2.1. Material properties of the components

Kaulo tipas	Tamprumo modulis, MPa	Puasono koeficientas
Kortikalinis kaulas (Finley et al. 2018, Polikeit et al. 2004, Kim et al. 2013)	$E_{cor} = 8000$	$\nu_{cor} = 0,3$
Akytasis kaulas (sveikas / osteoporotinis)	$E_{can,xx} = 72,3 / 13$ $E_{can,yy} = 72,3 / 13$ $E_{can,zz} = 723 / 130$ $G_{can,xy} = 27,8 / 5$ $G_{can,yz} = 48,2 / 8,7$ $G_{can,xz} = 48,2 / 8,7$	$\nu_{can,xy} = 0,3$ $\nu_{can,yz} = 0,2$ $\nu_{can,xz} = 0,2$
Kremzlinės plokštelės (Jones et al. 2008, Monteiro et al. 2011)	$E_{pl} = 50$	$\nu_{pl} = 0,4$
Kaulinės ataugos (Zahaf et al. 2016, Ghadiri 2014, Jones et al. 2008)	$E_{pb} = 3500$	$\nu_{pb} = 0,25$

Disko minkštiminis branduolys (MB) yra elementas, nuo kurio priklauso stuburo segmento stabilumas. Jo hidrostatinis suspaudimas garantuoja viso disko ir stuburo segmento stabilumą. Metams einant branduolyje mažėja skysčio lygis. Degeneruotame diske slėgio pasiskirstymas yra nevienodas ir priklauso nuo krypties. Dažniausiai minkštiminiam branduoliui priskiriamos tiesinės tamprios izotropinės medžiagos savybės. Sveiko disko branduolio Jungo modulis yra $E_{NP} = 1,0$ MPa, o Puasono koeficientas yra $\nu_{NP} = 0,4999$ (Alkalay et al. 2016, Charosky et al. 2014, Ng et al. 2004).

Žiedas yra tipinė kompozitinė medžiaga, susidedanti iš daugiasluoksnės pagrindinės medžiagos, sutvirtintos skaidulomis.

Tarpslankstelinio disko pagrindinei medžiagai modeliuoti dažnai taikoma Neo-Hookean formulė. Pagrindinei žiedo medžiagai buvo priskirtos izotropinės Neo-Hookean medžiagos savybės, kur koeficientai C_{10} ir D buvo keičiami toliau apibrėžtu diapazonu (Casaroli et al. 2017):

$$C_{10} = \frac{\mu_0}{2}, \quad (2.21)$$

$$D = \frac{2}{K_0}, \quad (2.22)$$

čia μ_0 – šlyties modulis; K_0 – tūrinis tamprumo modulis.

$$\mu_0 = \frac{E}{2(1+\nu)}, \quad (2.23)$$

$$K_0 = \frac{E}{3(1-2\nu)}. \quad (2.24)$$

Sveiko tarpslankstelinio disko žiedo pagrindinės medžiagos koeficientai yra $C_{10} = 0,25$, $D_1 = 0,86$, o Puasono koeficientas yra $\nu_{AGS} = 0,4$ (Fan et al. 2015, Zhu et al. 2017, Niemeyer et al. 2012). Žiedo išorinių skaidulų Jungo modulis yra $E_{AFO} = 500$ MPa, o vidinių – $E_{AFI} = 300$ MPa (Panzer et al. 2009, Chen et al. 2018).

2.5. Stuburo elementų baigtinių elementų modeliai

Šiame tyrime skaitinė BE analizė taikoma siekiant parodyti potencialą vertinant slankstelių ir stuburo deformaciją, esant osteoporotinei degradacijai. Skaitiniai tyrimai bus atliekami sukuriant universalų BE modelį, kuris galėtų spręsti skirtingus mechaninius uždavinius naudojant tą pačią geometriją. Kita vertus, unifikuotas modelis sujungia slankstelio išorinį kevalą ir vidinį 3D kietą kūną, esant skirtingam sujungimui tarp jų.

Vertinant slankstelių patologinių pokyčių poveikį stuburo ir jo elementų stabilumui, siūloma hierarchinė kelių lygių BEM sudarymo strategija.

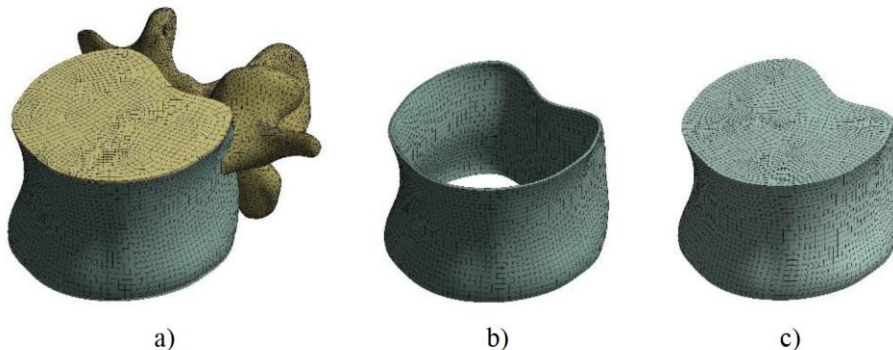
Norint suprasti bendrą stuburo biomechaniką, labai svarbu įvertinti atskirų slankstelių mechaninį elgesį. Tam tikslui nagrinėjamas stuburo juosmens dalies slankstelio BE modelis (2.7 pav.).

BE modelis buvo sugeneruotas toliau aprašytu būdu (2.7 a pav.). Slankstelio kortikalinis kaulas buvo diskretizuotas kevaliniais BE (2.7 b pav.). Slankstelio trabekulinio kaulo, kremzlinių plokštelių ir ataugų modeliai buvo suskirstyti tūriniais BE (2.7 c pav.). Šio tipo tūriniai elementai yra aukštesniosios eilės 3D 20 mazgų tūriniai elementai, jiems būdinga antrosios eilės lygties poslinkio elgsena. Elementas yra plastiškas, turi didelių poslinkių ir didelių deformacijų galimybes.

Kortikalinis kevalas su trabekuliniu kaulu yra sujungti mazgais, jungiančiais transliacinius laisvės laipsnius.

Kortikalinio kaulo plonasienis domenai buvo diskretizuotas kevaliniais BE. Kortikalinio kevalo BE tinklelyje yra 11665 kevalinių elementų, turinčių 11 882 mazgus (2.7 b pav.).

Akytojo kaulo, kremzlinių plokštelių, slankstelio ataugų modeliai buvo suskirstyti tūriniais BE. Galiausiai kietoji fazė buvo aprašyta 3D tinkleliu, turinčiu 147 814 kietųjų elementų ir 348 138 mazgus.



2.7 pav. Slankstelio baigtinių elementų modelis ir sudėtiniai elementai:

a) slankstelis; b) kortikalinis kevalas; c) akytasis kaulas

Fig. 2.7. Meshed parts of the model with finite elements: a) vertebra;
b) cortical shell; c) cancellous bone

Globalaus stuburo stabilumo analizei nagrinėjamas stuburo juosmens dalies dviejų judamųjų segmentų BE modelis (2.8 pav.).



2.8 pav. Juosmens dalies L2–L4 baigtinių elementų modelis

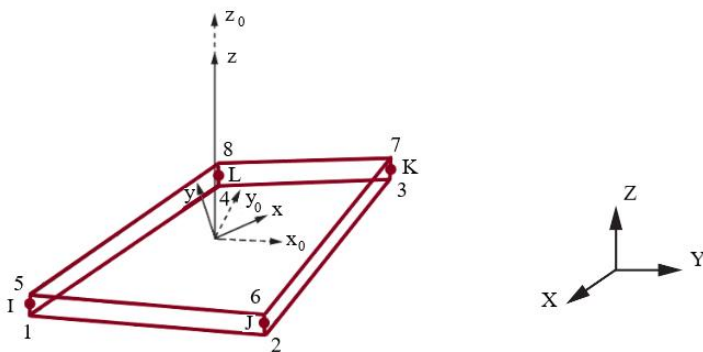
Fig. 2.8. Finite element model of the lumbar part L2–L4

Modelis susideda iš tankaus ir akytojo slankstelio kaulų, kremzlinių plokščių, slankstelio kaulinių ataugų, tarpslankstelinio disko žiedo, branduolio ir žiedo skaidulų (2.8 pav.).

Tarpslankstelinis diskas yra sudarytas iš minkštinio branduolio, žiedo skaidulų ir pagrindinės žiedo medžiagos. Šiame tyrime skaidulinis žiedas turi du sluoksnius skaidulinių pluoštų, kurie yra sudėlioti $+30^\circ$ ir -30° sluoksniais. Šiame tyrime buvo naudojami kompozitiniai keturių mazgų kevaliniai elementai, skirti žiedinėms skaiduloms imituoti dėl jų atsparumo priešintis jėgoms plokštumoje. Skaidulinio kevalo storis siekia iki 1,5 mm. Čia nekreipiama dėmesio į lenkimo standumą ir atsižvelgiama tik į elgesį plokštumoje. BE modelis pateiktas (4.1 e pav.).

Kortikalinio kevalo ir žiedinių skaidulų BE tinklelyje yra 9841 kevalinis elementas, turintis 10 028 mazgus. Slankstelio trabekulinis kaulas, kremzlinės plokštelės, ataugos, tarpslankstelinio disko žiedo pagrindinė medžiaga ir branduolys buvo suskirstyti 3D baigtiniais elementais. Modelyje yra 188 100 tūrinių elementų su 710 751 mazgu. BE tinklelio modelis pateiktas 2.8 paveiksle.

Kiekvienas kevalinis elementas (2.9 pav.) turi keturis mazgus su šešiais laisvės laipsniais kiekviename mazge: linijiniais poslinkiais x , y ir z kryptimis bei kampiniais poslinkiais apie x , y ir z ašis. Elementus galima jungti per mazgus, naudojant tiek vidurinės linijos (I, J, K, L), tiek ir išorinius mazgus (1–8) (2.9 pav.).

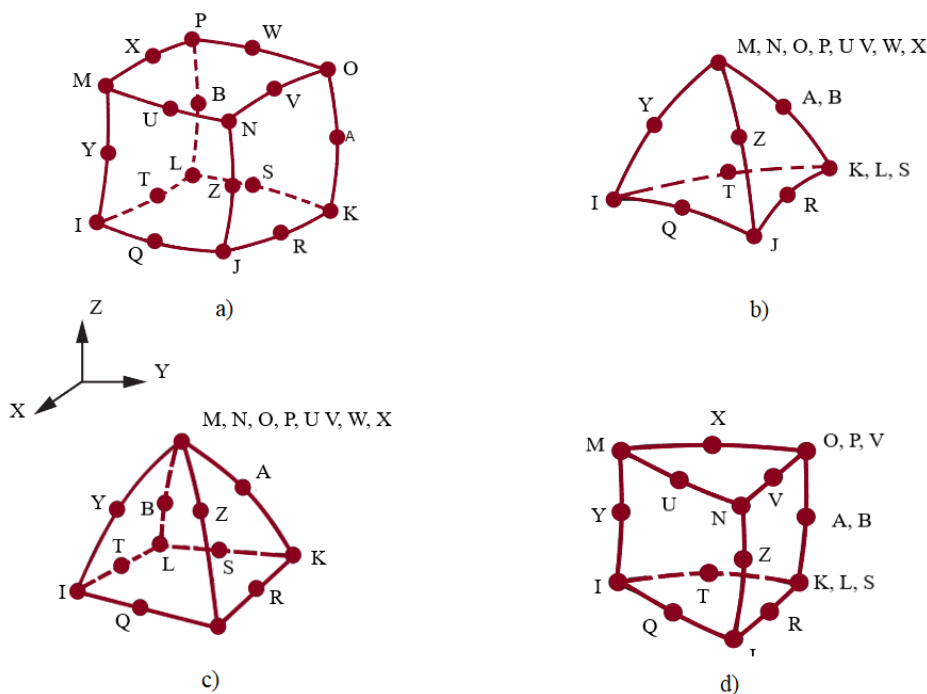


2.9 pav. Elemento SHELL181 geometrija

Fig. 2.9 SHELL181 geometry

Toks elementas yra neplokščias, susijęs su plastiškumu bei didele deformacija ir apibūdina struktūros išlinkimą. Jie tinka analizuoti plonas ar vidutinio storio kevalines struktūras.

SOLID186 tipo elementas (2.10 pav.) yra aukštesnio rango trimatis 20-ies mazgų tūrinis elementas, aprašomas antros eilės poslinkių aproksimacija išilgai briaunos.



2.10 pav. Elemento SOLID186 geometrija: a) kubo; b) tetraedro; c) piramidės; d) prizmės

Fig. 2.10. SOLID186 geometry: a) cube; b) tetrahedral; c) pyramid; d) prism

Tokio tipo elementai neturi geometrinės standumo matricos. Elementai gali būti kubo, prizmės ir piramidės formų. Elementas turi didelių deformacijų ir didelių poslinkių galimybes.

Skaiciavimo eksperimentas buvo atliktas taikant BEM ir skaiciavimo programinę įrangą ANSYS Workbench (ver. 19.2).

2.6. Antrojo skyriaus išvados

1. Pasiūlytas žmogaus stuburo stabilumo analizei skirtas BEM modelis, turintis hierarchinių savybių. Pirmame etape sukonstruoti vieno slankstelio ir tarpinių sluoksnių modeliai atliko makroelementų vaidmenį, o galutinis stuburo fragmento modelis buvo sudarytas kaip makroelementų rinkinys. Tokia modeliavimo strategija leidžia supaprastinti stuburo juosmens dalies modelio paruošimo technologiją ir sutautyti modelio paruošimo laiką. Keičiant tokio makroelemento mastelį, jį galima pritaikyti kitų matmenų stuburo slankstelių modeliavimui.
2. Preliminarinė analizė parodė, kad nehomogeninės kaulinio audinio struktūros analizė trimačiais baigtiniais elementais neįvertina antros eilės klupumo efekto. Siekiant priartinti modelį prie realybės, kortikalinis kaulas buvo modeliuojamas kevaliniais elementais. Toks modelis gali būti naudojamas stabilumo tyrimui.
3. Dviejų lygių – atskiro slankstelio ir stuburo fragmento – modelis formuluojamas kaip geometriškai netiesinis tampriosios analizės uždavinys. Slankstelio kortikalinis apvalkalas modeliuojamas plonasienio kevalo, o trabekulinis audinys – tūriniais baigtiniais elementais. Toks modelis leidžia atsižvelgti į patologinius pokyčius, veikiančius stabilumą, apibūdinamus kevalo suplonėjimu, kaulinio audinio parametrų degradacija ir skirtingų terpių ryšių degradacija.

Slankstelio stabilumo tyrimai

Šiame skyriuje nagrinėjama slankstelių kūno geometrijos ir fizinių savybių patologija, daranti poveikį slankstelių kortikalinio kaulo stabilumui. Pirmiausia aprašomi sudaryti L3 slankstelio modeliai, įvertinant trabekulinio ir kortikalinio kaulo patologiją. Nustatoma mechaninių savybių ir geometrijos pokyčių įtaka, slankstelio stabilumui taikant BEM.

Šio skyriaus rezultatai paskelbti mokslinėse publikacijose (Chabarova et al. 2017, Maknickas et al. 2019).

3.1. Parametrinis slankstelio stabilumo tyrimas įvairių aprovimų atvejais

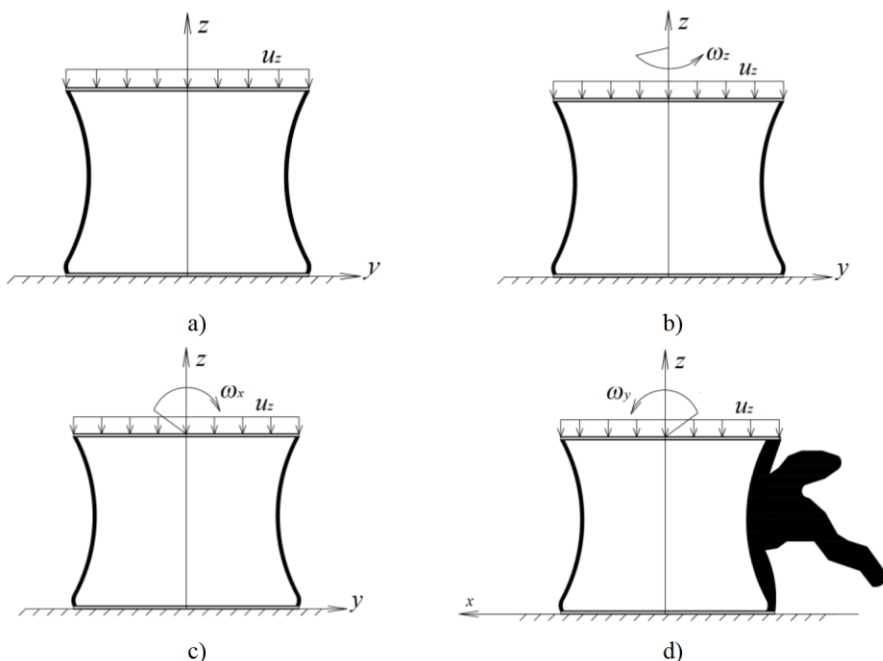
3.1.1. Slankstelio modelis esant trabekulinio kaulo pokyčiams

Slankstelių osteoporotinės degradacijos mechaninių savybių tyrimai rodo, kad kaulinių audinių tamprumas stipriai koreliuoja su trabekulinio kaulo tankio mažėjimu. Žinomuose tyrimuose nebuvo nustatinėjama, kokią įtaką osteoporotinių slankstelių lakamajai galiai turi ekscentrinės jėgos, tokios kaip lenkimas ir sukimas.

Nagrinėjamas osteoporotinis juosmens dalies L3 slankstelis (2.3 pav.). Osteoporotinė slankstelių degradacija charakterizuojama trabekulinio kaulo tūrio tankio ρ mažėjimu nuo 300 kg/m^3 iki 100 kg/m^3 . Slankstelio kortikalinio ir trabekulinio kaulų medžiagų fizinės savybės pateikiamos 2.1 lentelėje.

Kitos kaulinio audinio patologijos, tokios kaip kortikalinio kaulo suplonėjimas ir ryšių netekimas tarp dviejų fazių, bus nagrinėjamos 3.2 skyriuje.

Bifurkacijos taškui ir kritinei jėgai nustatyti pridėti konkrečių reikšmių poslinkiai (3.1 pav.).



3.1 pav. Slankstelio apkrovų deriniai: a) gniuždymas; b) gniuždymas su sukimu; c) gniuždymas su lenkimu; d) gniuždymas su šoniniu lenkimu

Fig. 3.1. Combinations of vertebral loads: a) axial; b) axial and torsional; c) axial and flexion; d) axial and lateral bending

Taigi išorinė apkrova laiko momentu t kontroliuojama momentiniu vertikaliuoju poslinkiu $u_z(t)$ (3.1 a pav.), sukimo momentas – kampiniu poslinkiu $\omega_z(t)$ (3.1 b pav.), lenkimo momentai – kampiniu poslinkiu $\omega_x(t)$ ir $\omega_y(t)$ (3.1 c ir 3.1 d pav.).

3.1.2. Mechaninių savybių pokyčių įtaka slankstelio stabilumui

Siekiant įvertinti nestabilumo atsiradimą, kuriam būdingas klupimas, buvo sukurti du pagrindiniai BE modeliai. BE modelis pateiktas 2.7 pav. Pirminis modelis turi sveiko trabekulinio kaulo medžiagų savybes, o antrasis modelis atsižvelgia į trabekulinio kaulo, degeneruoto dėl osteoporotinės degradacijos, savybes.

Kiekvienas modelis yra veikiamas gryna ašine jėga ir kombinuota apkrova – ašine jėga ir sukimu. Laiko intervalas $0 \leq \bar{t} \leq 1$. Veikiant ašinei jėgai, ji kontroliuojama viršutinės slankstelio plokštelės poslinkiu $u_z(t) = u_{z,\max}$, apribotu maksimalia reikšme $u_{z,\max} = 1$ mm, lenkimo į priekį momentas kontroliuojamas kampiniu poslinkiu (lenkimo kampu) $\omega_y(t) = \omega_{y,\max}$, apribotu maksimalia verte $\omega_{y,\max} = 5^\circ$, sukimo momentas kontroliuojamas kampiniu poslinkiu (sukimo kampu) $\omega_z(t) = \omega_{z,\max}$, apribotu maksimalia verte $\omega_{z,\max} = 5^\circ$, lenkimo į šoną momentas kontroliuojamas kampiniu poslinkiu (lenkimo kampu) $\omega_x(t) = \omega_{x,\max}$, apribotu maksimalia verte $\omega_{x,\max} = 5^\circ$.

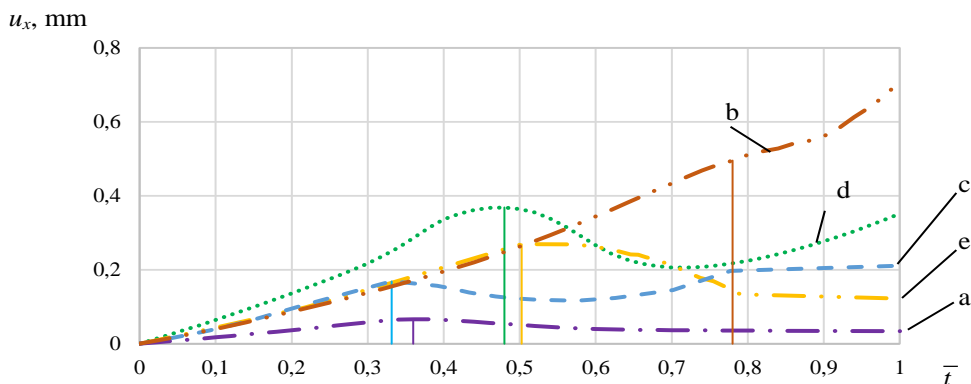
Kūno įtempių ir deformacijų būvis gaunamas sprendžiant (2.4) lygtį, atsižvelgiant į nurodytas apkrovas bei ribines sąlygas, ir gali būti tiriamas pasirenkant skirtingus įtempius, deformacijas ir poslinkius bei taikant jį gautiems rezultatams atvaizduoti.

Iki pasiekiant kritinį tašką, struktūra deformuojasi praktiškai proporcingai vienam parametrui, dėl to formos pokyčius galima spręsti bet kuriuo taško judėjimu. Gautų rezultatų analizei buvo parinktas kortikalinio kaulo taškas A, kurio padėtis buvo arčiau tikėtinos lokalaus stabilumo praradimo zonos.

Pasirinkto taško A horizontalusis poslinkis pavaizduotas 3.2 paveiksle. Maksimalios laikomosios apkrovos svyravimai parodyti 3.3 paveiksle.

Skirtingų modelių fizinė prigimtis kokybiškai pavaizduota 3.4 paveiksle.

Veikiant apkrovoms, gaunamos įvairaus pavidalo kortikalinio kevalo deformavimo formos. Poslinkių reikšmės, nustatytos milimetrais, iliustruojamos vieningoje spalvų skalėje. Akivaizdu, kad ašinė ir lenkimo į priekį apkrova (3.4 a, 3.4 b, 3.4 c pav.) sudaro simetriškai deformuotas formas, o lenkimas į šoną bei sukimas (3.4 d, 3.4 e pav.) charakterizuojamas asimetrine šlytimi. Osteoporotinės degradacijos įtaka gali būti įvertinta dideliais spalvinės gamos skirtumais. Esant ašinei apkrovai pastebima vietinė deformacija frontalinėje kevalo dalyje vertikaliosios simetrijos plokštumoje. Lenkimas ir sukimas smarkiai pakeičia deformacijos pobūdį, dėl to deformacija didėja išilgai pasvirusios susiskirstymo plokštumos.

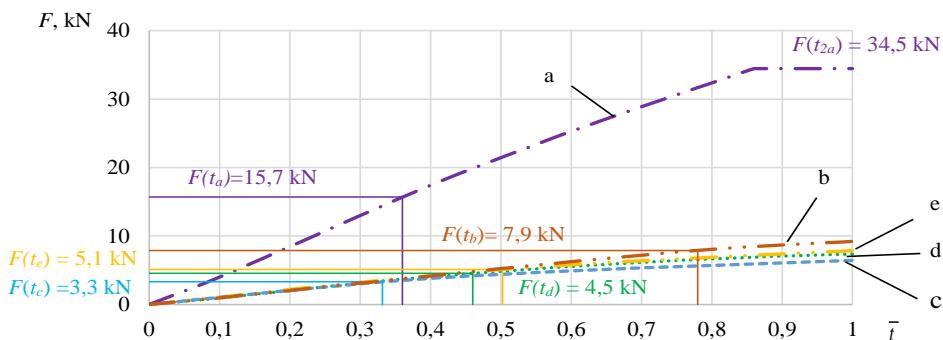


3.2 pav. Horizontaliojo poslinkio $u_x(t)$ kitimas laike taške A:

a – sveiko slankstelio, veikiant F ; b – degeneruoto slankstelio, veikiant F ;
c – degeneruoto slankstelio, veikiant F ir M_y ; d – degeneruoto slankstelio,
veikiant F ir T ; e – degeneruoto slankstelio, veikiant F ir M_x

Fig. 3.2. Variation of horizontal displacement $u_x(t)$ at point A in time:

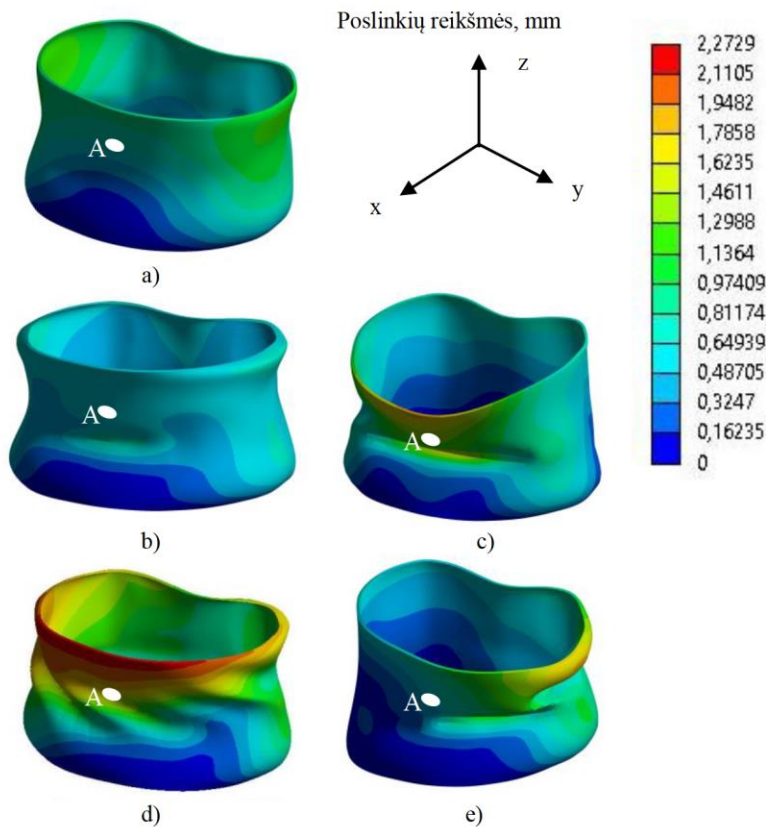
a – healthy vertebra under F ; b – degenerated vertebra under F ;
c – degenerated vertebra under F and M_y ; d – degenerated vertebra under
 F and T ; e – degenerated vertebra under F and M_x



3.3 pav. Slankstelio gniuždymo apkrovos kitimas laike: a – sveiko

slankstelio, veikiant F ; b – degeneruoto slankstelio, veikiant F ;
c – degeneruoto slankstelio, veikiant F ir M_y ; d – degeneruoto slankstelio,
veikiant F ir T ; e – degeneruoto slankstelio, veikiant F ir M_x

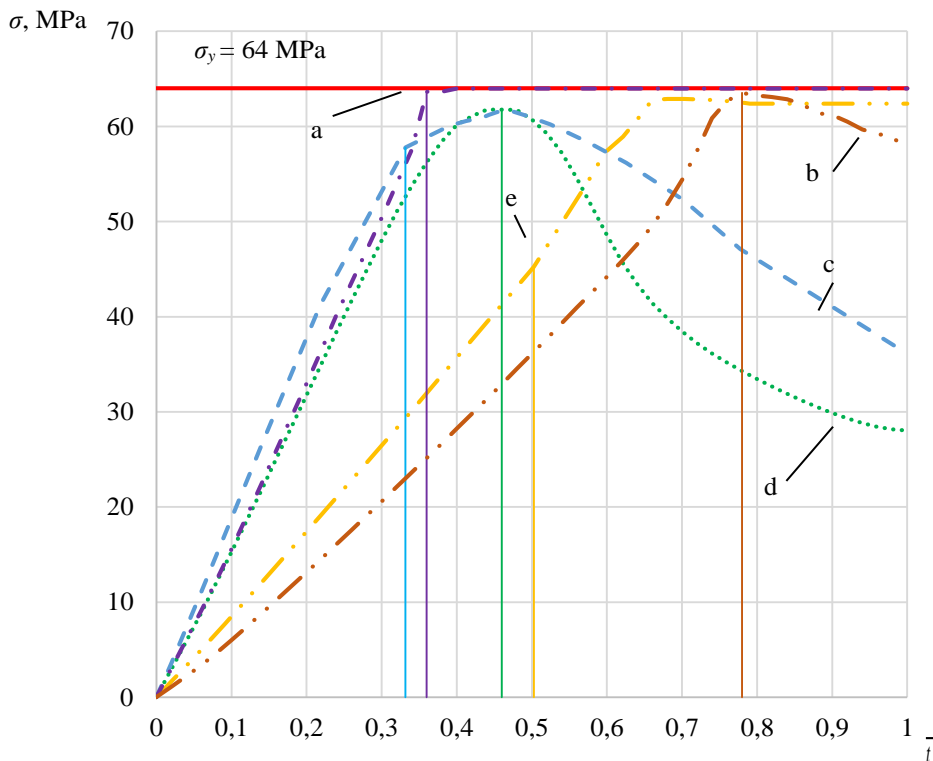
Fig. 3.3. Variation of compression load in time: a – healthy vertebra
under F ; b – degenerated vertebra under F ; c – degenerated vertebra
under F and M_y ; d – degenerated vertebra under F and T ;
e – degenerated vertebra under F and M_x



3.4 pav. Deformuoto kortikalinio kaulo frontalinis vaizdas su spalvinėmis poslinkių reikšmėmis, veikiant apkrovai laiko momentu $\bar{t} = 1$: a) sveiko slankstelio, veikiant ašinei jėgai; b) degeneruoto slankstelio, veikiant ašinei jėgai; c) degeneruoto slankstelio, veikiant ašinei jėgai ir priekiniam lenkimui; d) degeneruoto slankstelio, veikiant ašinei jėgai ir sukimui; e) degeneruoto slankstelio, veikiant ašinei jėgai ir šoniniam lenkimui

Fig. 3.4. The front view of deformed shapes of cortical shell and contour plot of total deformation after loading at time instant $\bar{t} = 1$: a) healthy vertebra under axial load; b) degenerated vertebra under axial load; c) degenerated vertebra under axial load combined with forward bending; d) degenerated vertebra under axial load combined with torque; e) degenerated vertebra under axial load combined with sideways bending

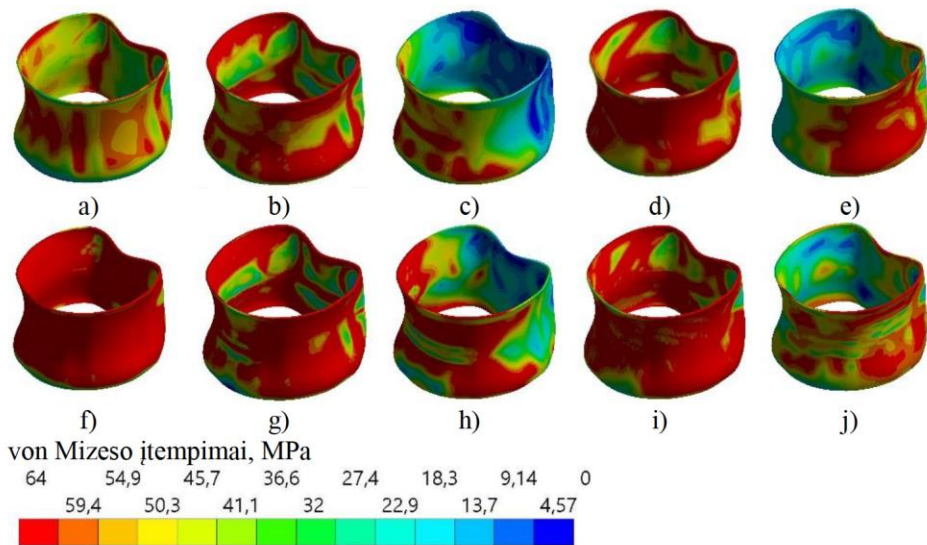
Von Mizeso įtempių pokyčius pasirinktame taške A galima pamatyti 3.5 paveiksle.



3.5 pav. Von Mizeso įtempiai laiko atžvilgiu taške A: a – sveiko slankstelio, veikiant F ; b – degeneruoto slankstelio, veikiant F ; c – degeneruoto slankstelio, veikiant F ir M_y ; d – degeneruoto slankstelio, veikiant F ir T ; e – degeneruoto slankstelio, veikiant F ir M_x

Fig. 3.5. Time history of von Mises tension at point A: a – healthy vertebra under F ; b – degenerated vertebra under F ; c – degenerated vertebra under F and M_y ; d – degenerated vertebra under F and T ; e – degenerated vertebra under F and M_x

Kortikalinio kevalo von Mizeso įtempių pasiskirstymai, esant slanksteliui būdingai ribinei apkrovai, pavaizduoti 3.6 paveiksle.



3.6 pav. Kortikalinio kevalo von Mizeso įtempių σ (MPa) pasiskirstymas:

- a, f) sveiko slankstelio, veikiant F laiko momentu $\bar{t}_a = 0,36$ ir $\bar{t}_a = 1$;
- b, g) degeneruoto slankstelio, veikiant F laiko momentu $\bar{t}_b = 0,78$ ir $\bar{t}_b = 1$;
- c, h) degeneruoto slankstelio, veikiant F ir M_y laiko momentu $\bar{t}_c = 0,33$ ir $\bar{t}_c = 1$;
- d, i) degeneruoto slankstelio, veikiant F ir T laiko momentu $\bar{t}_d = 0,46$ ir $\bar{t}_d = 1$;
- e, j) degeneruoto slankstelio, veikiant F ir M_x laiko momentu $\bar{t}_e = 0,50$ ir $\bar{t}_e = 1$

Fig. 3.6. Distribution of the von Mises stress σ (MPa) on the cortical shell: a, f) healthy vertebra under F at time instances $\bar{t}_a = 0.36$ ir $\bar{t}_a = 1$;

b, g) degenerated vertebra under F at time instances $\bar{t}_b = 0.78$ ir $\bar{t}_b = 1$;

c, h) degenerated vertebra under F and M_y at time instances $\bar{t}_c = 0.33$ and $\bar{t}_c = 1$;

d, i) degenerated vertebra under F ir T at time instances $\bar{t}_d = 0.46$ and $\bar{t}_d = 1$;

e, j) degenerated vertebra under F ir M_x at time instances $\bar{t}_e = 0.50$ and $\bar{t}_e = 1$

Gautų rezultatų aptarimo tikslas – nustatyti slankstelio L3 kūno laikomajai galiai, vertinant kortikalinio kaulo klupimo įtaką. Čia apatinė kaulinių audinių saugi riba nustatoma kaip lūžio prognozė atspindintis parametras, apimantis ne tik klasikinius stiprumo kriterijus, bet ir deformacijų kriterijus, atspindinčius dideles deformacijas, dėl kurių atsiranda vietinis nestabilumas.

Remiantis skaitiniais rezultatais (kreivė a), gautais sveikam slankstelio kūnui, veikiamam ašine jėga, nustatyta, kad slankstelių laikomoji galia charakterizuojama stiprumo kriterijumi. Von Mizeso įtempiai σ laiko atžvilgiu (3.5 pav.) rodo, kad, veikiant grynai ašinei jėgai, stiprumo kriterijus $\sigma_y = 64$ MPa pasiekiamas

laiko momentu $\bar{t}_a = 0,36$. Lokalus poslinkis $u_x(\bar{t}_a) = 0,066$ mm (3.2 pav.) yra palyginti mažas, o momentinė apkrova laiko momentu \bar{t}_a gali būti laikoma ribine apkrova $F_a = F(\bar{t}_a) = 15,7$ kN (3.3 pav.). Von Mizeso įtempių pasiskirstymas patvirtina šį teiginį (3.6 a pav.).

Kita vertus, ši apkrovos vertė rodo tik vietinį pažeidimą taške A, tačiau struktūra dar gali priešintis išorinei apkrovai kol ji pasieks maksimalią vertę $F_{\max, F} = F(\bar{t}_{2a}) = 34,5$ kN laiko momentu $\bar{t}_{2a} = 0,86$. Įtempių pasiskirstymas irimo momentu pateiktas 3.6 f paveiksle.

Gauti rezultatai svyruoja iki 10 %, palyginus su turimais eksperimentų duomenimis (Hutton et al. 1979, Crawford et al. 2004), kas yra gana patikima saugumo riba.

Nagrinėjant osteoporotinę degeneracinę stuburo juosmens dalį, reikia atkreipti dėmesį į kriterijus, pagrįstus poslinkiais. Suspaudus degeneruotą slankstelį, taško A horizontaliojo poslinkio kreivė atspindi neribotą jo didėjimą laiko atžvilgiu, tai parodo šio taško poslinkio nestabilumą (3.2 pav. kreivė b). Osteoporotinė degradacija sumažina susidarantį ašinį standumą, todėl takumo riba pasiekama laiko momentu $\bar{t}_b = 0,78$. Ji gaunama esant milžiniškam horizontaliojo poslinkio dydžiui $u_x(\bar{t}_b) = 0,475$ mm (3.2 pav.), rodančiam 615 % padidėjimą lyginant su analogišku sveikojo slankstelio tašku.

Galiausiai atitinkama apkrova $F_b = F(\bar{t}_b) = 7,9$ kN (3.3 pav.) gali būti laikoma ribine apkrova. Stiprumo požiūriu lygi kreivė $F(t)$ reiškia, kad struktūra gali išlaikyti didesnes apkrovas $F(\bar{t} > \bar{t}_b) > F_b$. Akivaizdu, kad realią apatinę laikomąją ribą privalo apriboti poslinkių ribojimas. Taigi F_b gali būti laikoma tik kaip postkritinė apkrova. Von Mizeso įtempių pasiskirstymas parodytas 3.6 b ir g pav.

Kalbant apie kombinuotą apkrovą, aprašytą kreivėmis c, d, e, slankstelio kūno elgsena skiriasi. Poslinkio pokytis (3.2 pav.) aiškiai rodo kritinio taško atsiradimą laiko momentu $\bar{t}_c = 0,33$, $\bar{t}_d = 0,46$, $\bar{t}_e = 0,50$, taigi laikomąją galią lemia kritinė klupumo jėga $F_{\max, c} = F(\bar{t}_c) = 3,3$ kN (veikiant vertikaliaja jėga ir šoniniu lenkimu), $F_{\max, d} = F(\bar{t}_d) = 4,5$ kN (veikiant vertikaliaja jėga ir sukimu), $F_{\max, e} = F(\bar{t}_e) = 5,1$ kN (veikiant vertikaliaja jėga ir lenkimu į priekį) (3.3 pav.). Ši apkrova charakterizuojama tampriuoju būviu $\sigma(\bar{t}_c) = 57$ MPa < 64 MPa, $\sigma(\bar{t}_d) = 61$ MPa < 64 MPa, $\sigma(\bar{t}_e) = 45$ MPa < 64 MPa. Vykstant osteoporotinei degradacijai, išauga taškų horizontalieji poslinkiai $u_x(\bar{t}_c) = 0,20$ mm, $u_x(\bar{t}_d) = 0,39$ mm, $u_x(\bar{t}_e) = 0,27$ mm (3.2 pav.), atitinkamai rodantys 200 %, 486 % ir 315 % padidėjimą, lyginant su analogišku sveikojo slankstelio tašku.

Slankstelių, paveiktų osteoporozės, laikomoji galia nepalankiomis apkrovimo sąlygomis, tokiomis kaip staigus sukimas arba lenkimas, gali sumažėti beveik penkis kartus.

3.2. Kaulinių audinių defektų įtakos slankstelio stabilumui tyrimas

3.2.1. Slankstelio modelis esant kortikalinio kaulo pokyčiams

Slankstelių kompiuterinės tomografijos tyrimai rodo, jog trabekulių degeneracija slankstelio tūryje vyksta netolygiai (2.6 pav.), dėl ko tokie veiksniai, kaip per didelis trabekulių retinimas arba ryšių netekimas, gali sukelti dideles deformacijas ir stabilumo praradimą.

Medikams aktualu tirti šių pokyčių pasekmes. Pastaruoju metu lūžių prognozė naudojama kaip mechaninis kriterijus. Šiuo metu kaip lūžio prognozės matas medicinoje naudojamas slankstelio aukščio pokytis. Dėl kortikalinio kaulo stabilumo praradimo smarkiai kinta slankstelio plotis, kuris nenagrinėjamas medicinoje vertinant slankstelių lūžio prognozes.

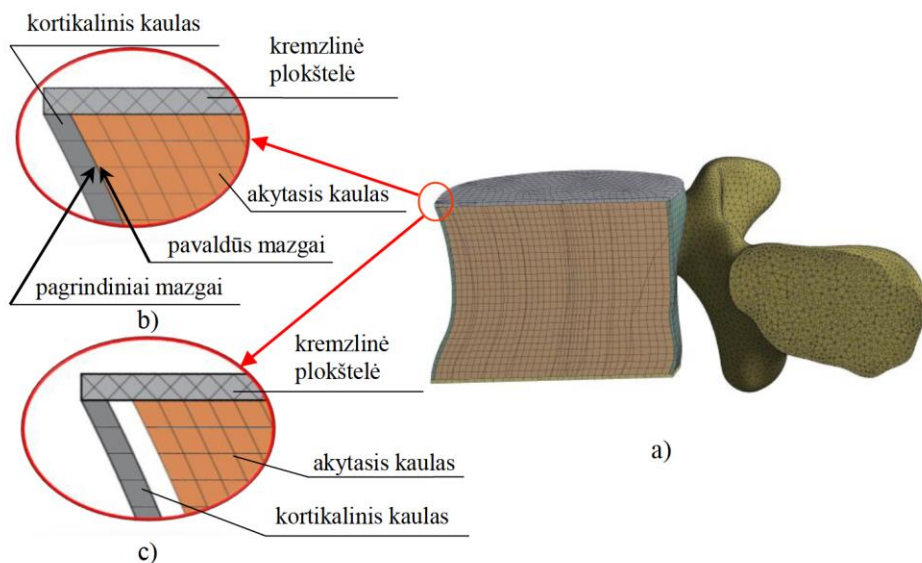
Anatominės formos slankstelių kūnas parodytas 2.3 paveiksle. Nagrinėjami trys kortikalinio kaulo geometrijos scenarijai. Sveikas kortikalinio kaulo storis apibrėžiamas kaip $t_{cor,1} = t_{cor,max} = 0,5$ mm, o osteoporotiniai storiai apibrėžiami kaip $t_{cor,2} = 0,4$ mm ir $t_{cor,3} = t_{cor,min} = 0,2$ mm. Išsigimusioji akytojo kaulo dalis apibūdinama tūrio tankiu $\rho_{can} = 100$ kg/m³. Slankstelio kaulinių audinių fizinės savybės pateikiamos 2.1 lentelėje.

Slankstelio kūnas nagrinėjamas kaip sprendimo sritis, aprašoma baigtiniais elementais. Dvi slankstelio kūno fazės diskretizuojamos skirtingais būdais. Diskretizacija atliekama taikant ANSYS kodo preprocesorių (Madenci et al. 2015). BE modelis pateiktas 3.7 a paveiksle.

Kevaliniai ir tūriniai elementai gali būti sujungti skirtingais būdais ir galiausiai buvo sukurti du skaičiuojamieji BE modeliai.

Pirmasis modelis atspindi sveiko kortikalinio kaulo būklę. Ryšys tarp kortikalinio kevalo ir trabekulinio kaulo realizuojamas kaip dviejų kietųjų kūnų kontaktas (3.7 b pav.). Idealiu atveju sujungimas modeliuojamas kaip suvaržytas kontaktas, kuriame nėra slydimo ar atskyrimo galimybės tarp briaunų arba sienelių. Kevalo ir kietojo kūno susijungimui apriboti sukuriamas vidinių jėgų pasiskirstymo apribojimų rinkinys tarp kevalo briaunos mazgų ir kietojo kūno paviršiaus mazgų. Modelyje kiekvienas kevalo mazgas veikia kaip pagrindinis mazgas, o su jais sujungti kietojo kūno mazgai veikia kaip pavaldūs mazgai.

Osteoporotinės degradacijos atveju ryšiai tarp išorinio (kortikalinio) ir vidinio (trabekulinio) kaulų susilpnėja ir laikui bėgant gali visiškai išnykti. Degradacijos efektas gali būti įvertintas pašalinant jungiamuosius ryšius tarp kaulinių audinių (3.7 c pav.). Be to, kūno vientisumas išlaikomas surišant kevalo kraštus su kremzlinėmis plokštėmis.



3.7 pav. Baigtinių elementų modelių vaizdas (pjūvis) ir kevalo bei kietojo kūno jungtis: a) pjūvis sagitalinėje plokštumoje; b) sujungtas trabekulinis kaulas; c) atskirtas trabekulinis kaulas (su tarpu)

Fig. 3.7. View of the 3D finite element models with opened section and illustration of the shell-solid connection: a) cross-section in the sagittal plane; b) bonded connection; c) unbonded connection with a gap

Priklausanti nuo laiko slankstelio kūno būklė gaunama formuluojant netiesinės analizės uždavinį. BE modelio elgesys apibūdinamas kinematinėmis ribinėmis sąlygomis. Nulinis poslinkis nurodytas apatinėje dalyje, o statinė proporcingai didėjanti apkrova yra pridedama viršutinės plokštelės vertikaliuoju poslinkiu $u_z(t)$. Taigi išorinė ašinė apkrova laiko momentu t kontroliuojama momentiniu poslinkio įnašu. Apkrova kontroliuojama nurodytu monotoniškai didėjančiu viršutinės kremzlinės plokštelės poslinkiu $u_z(t_{\max}) = u_{z,\max}$, apribojamu maksimalia verte $u_{z,\max} = 1$ mm. Apkrova perduodama trabekuliniam ir kortikaliniam kaulams per viršutinę kremzlinę plokštelę.

3.2.2. Geometrijos pokyčių įtaka slankstelio stabilumui

Įvertinant geometrijos pokyčių įtaką slankstelio stabilumui, buvo atliekami skaitiniai tyrimai, taikant pirmiau aptartą BE modelio lygtį (2.4).

Esminės suspausto kūno savybės apibūdinamos jėgos ir poslinkio santykiu. Skaitiniai rezultatai pateikti 3.8 paveiksle. Šioje diagramoje gniuždymo apkrovos pokytis lyginamas su reliatyviu laiku $\bar{t} = t / t_{\max}$.

Stabilumo uždavinys formuluojamas įvertinant geometriškai netiesinius formos pokyčius. Priimama prielaida, kad apkrovimo, arba deformavimo, greitis yra kvazistatinio apkrovimo greitis, kuris pakankamas stabilumo praradimui, bet deformavimo laikas yra nepakankamas viskoziniams, arba klampumo, efektams aprašyti. Kita vertus, deformavimo procesas yra per lėtas, kad būtų vertinami deformavimo greičio sukelti efektai.

Reliatyvus laikas svyruoja intervale tarp 0 ir 1 ($0 < \bar{t} < 1$) ir iliustruoja apkrautos konstrukcijos elgesį. Laiko skalė taip pat atspindi vertikalųjį poslinkį ($0 < u(t) \leq u_{z,\max}(t_{\max})$).

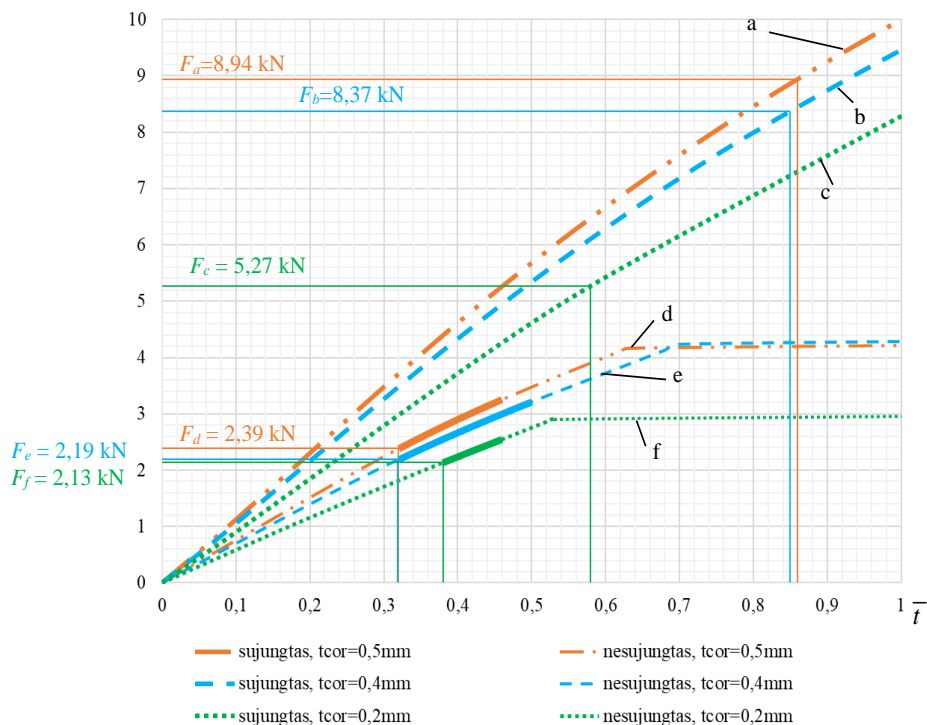
Trys apatiniai grafikai iliustruoja osteoporotinių kaulinių audinių elgseną, viršutiniai trys grafikai iliustruoja sujungtų kaulinių audinių modelių elgseną. Nustatyta, kad ribinė apkrova, sukelianti nestabilumo efektą, priklauso nuo kevalo degeneracijos ir kaulinių audinių surišimo. Pirmasis bifurkacijos taškas žymimas plonomis linijomis, rodančiomis kritinį poslinkį horizontaliojoje ašyje ir ribinę apkrovą vertikaliojoje ašyje. Kalbant apie stabilumą, ir atskirtų, ir sujungtų kaulinių audinių struktūros perteikia po stabilumo praradimo skirtingą elgseną. Sujungtų kaulinių audinių modelių bifurkacijos taškai reiškia visą stabilumo apkrovą, kartu su nestabilia elgsena praradus stabilumą. Atskirtų kaulinių audinių modelių bifurkacijos taškai rodo vietinį nestabilumą ir pakartotiną stabilų pusiausvyrą. Nestabilus intervalas grafike žymimas storesne atkarpa (3.8 pav.).

Pirmoji kreivė, pažymėta kaip kreivė a, rodo slankstelio (esant atskirtam trabekuliniam kaului, kortikalinio kaulo storis – 0,5 mm) elgseną, veikiant ašinei apkrovai. Kreivė b parodo slankstelio (sujungti trabekulinis ir kortikalinis kaulai, kortikalinio kaulo storis – 0,4 mm) elgseną, veikiant ašinei apkrovai. Kreivė c vaizduoja slankstelių (sujungti trabekulinis ir kortikalinis kaulai, kortikalinio kaulo storis – 0,2 mm) elgseną. Analogiškai kreivė d, kreivė e ir kreivė f iliustruoja degeneracinių slankstelių elgesį, atsiradus tarpeliui tarp trabekulinio ir kortikalinio kaulų (3.8 pav., 3.11–3.13). Nustatyta, kad gautos kritinės jėgos iliustruoja skirtingą elgesį esant skirtingam sukibimui $F_{cr,a}$, $F_{cr,b}$, $F_{cr,c}$, $F_{cr,d}$, $F_{cr,e}$, $F_{cr,f}$. Pirmasis bifurkacijos taškas žymimas plonomis linijomis, rodančiomis kritinį poslinkį horizontaliojoje ašyje ir kritinę jėgą vertikaliojoje ašyje.

Mechaninis elgesys geriausiai apibūdinamas atstojamąja jėga, gaunama sprendžiant matematinį modelį pagal (2.4) formulę. Skirtingų modelių fizinę prigimtį yra kokybiškai parodyta jėgos ir horizontaliojo poslinkio santykiu taške A (3.9 pav.).

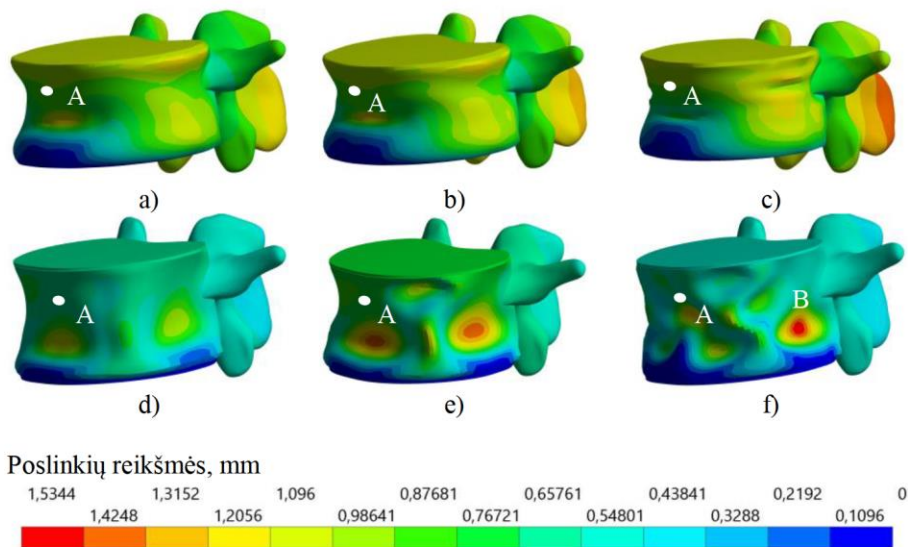
Osteoporotinė degradacija vaizduojama apkrovimo metu atsirandančiais poslinkiais ir įtempiams.

F , kN



3.8 pav. Gniuždymo apkrovos kitimas laike
Fig. 3.8. Variation of compression load in time

Įvairių modelių fizikinę prigimtį yra kokybiškai iliustruojama deformuotomis formomis ir poslinkių reikšmių spalvų skale 3.9 paveiksle. Poslinkių reikšmės, nustatytos milimetrais, parodytos viena spalvų skale. 3.9 a, b ir c pav. atitinka, kai kortikalinis kevalas sujungtas su trabekuliniu audiniu, o likę 3.9 d, e ir f paveiksluose kauliniai audiniai yra atskirti. Pirmasis stulpelis (a, d) atspindi rezultatus, gautus esant dideliui kortikalinio kaulo storiui, tai yra 0,5 mm, o trečiasis stulpelis (c, f) atspindi rezultatus, degeneravus kortikaliniam kaului. Pavaizduotos spalvų gamoje deformuotos formos aiškiai rodo degradacijos laipsnį. Esant nesujungtiems kauliniams audiniams atsiranda dvi aukštesnio laipsnio deformacijos modos. Netoli B taško pastebimas itin didelis poslinkis, kuris viršija nominalią vertę daugiau kaip 1,5 karto. Šis rezultatas rodo kevalo įlinkį netoli šio taško.

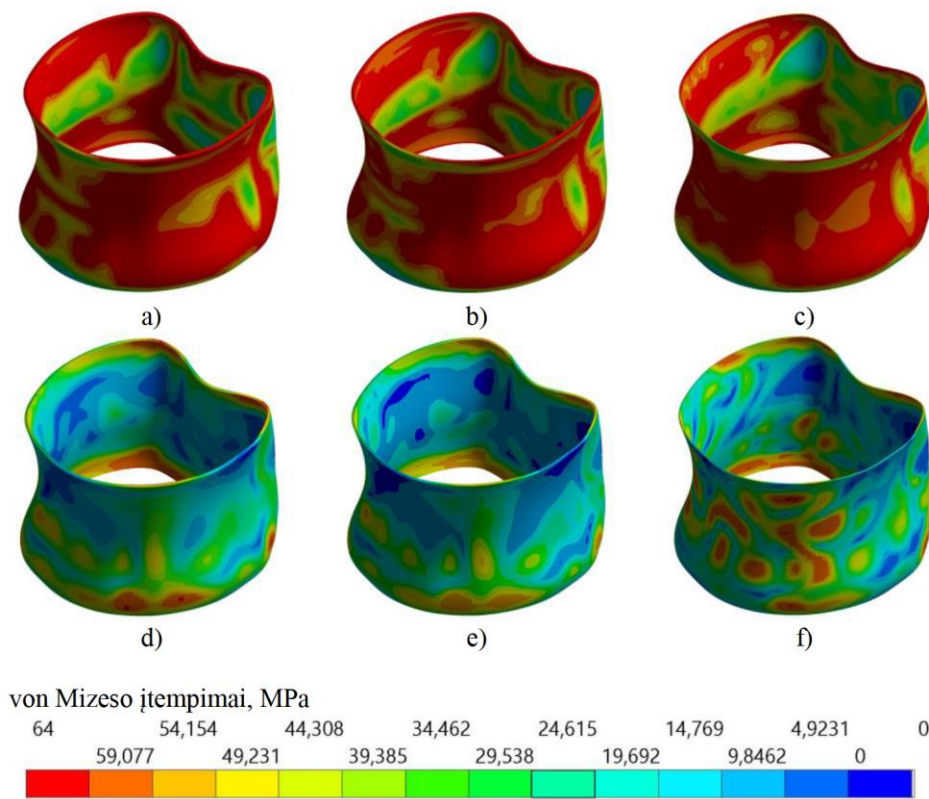


3.9 pav. Deformuotos formos pirmame apkrovos bifurkacijos taške:

a) sujungti kaulai, $t_{cor,1} = 0,5$ mm, $\bar{t}_{cr,a} = 0,86$; b) sujungti kaulai, $t_{cor,2} = 0,4$ mm, $\bar{t}_{cr,b} = 0,85$; c) sujungti kaulai, kevalo storis $t_{cor,3} = 0,2$ mm, $\bar{t}_{cr,c} = 0,58$; d) atskirti kaulai, $t_{cor,1} = 0,5$ mm, $\bar{t}_{cr,d} = 0,32$; e) atskirti kaulai, $t_{cor,2} = 0,4$ mm, $\bar{t}_{cr,e} = 0,32$; f) atskirti kaulai, $t_{cor,3} = 0,2$ mm, $\bar{t}_{cr,f} = 0,38$

Fig. 3.9. Deformed shape effect at first bifurcation point: a) bonded bones, $t_{cor,1} = 0.5$ mm, $\bar{t}_{cr,a} = 0.86$; b) bonded bones, $t_{cor,2} = 0.4$ mm, $\bar{t}_{cr,b} = 0.85$; c) bonded bones, $t_{cor,3} = 0.2$ mm, $\bar{t}_{cr,c} = 0.58$; d) unbonded bones, $t_{cor,1} = 0.5$ mm, $\bar{t}_{cr,d} = 0.32$; e) unbonded bones, $t_{cor,2} = 0.4$ mm, $\bar{t}_{cr,e} = 0.32$; f) unbonded bones, $t_{cor,3} = 0.2$ mm, $\bar{t}_{cr,f} = 0.38$

Įtempių lauko charakteristika pateikta 3.10 pav. Kortikalinio kevalo Von Mizeso įtempių pasiskirstymas pateikiamas analogiškai ankstesniam 3.9 paveikslui. Jame matoma, kad sujungtų ir atskirtų kaulinių audinių modeliuose slankstelių kortikalinis kaulas priešinasi skirtingai. Sujungtų kaulinių audinių modeliuose (3.10 a, b ir c pav.) iliustruojamos didelės įtempių reikšmės, rodančios didesnę pasipriešinimą, o atskirtų kaulinių audinių slankstelių modeliai (3.10 d, e ir f pav.) charakterizuojami gerokai mažesnėmis įtempių vertėmis, kurios parodo didelių deformacijų atsiradimą, veikiant mažoms apkrovoms.



3.10 pav. Von Miseso įtempių σ (MPa) pasiskirstymas kortikaliniame kaule pirmame apkrovos bifurkacijos taške: a) sujungti kaulai, $t_{cor,1} = 0,5$ mm, $\bar{t}_{cr,a} = 0,86$; b) sujungti kaulai, $t_{cor,2} = 0,4$ mm, $\bar{t}_{cr,b} = 0,85$; c) sujungti kaulai, kevalo storis $t_{cor,3} = 0,2$ mm, $\bar{t}_{cr,c} = 0,58$; d) atskirti kaulai, $t_{cor,1} = 0,5$ mm, $\bar{t}_{cr,d} = 0,32$; e) atskirti kaulai, $t_{cor,2} = 0,4$ mm, $\bar{t}_{cr,e} = 0,32$; f) atskirti kaulai, $t_{cor,3} = 0,2$ mm, $\bar{t}_{cr,f} = 0,38$

Fig. 3.10. Distribution of the von Mises stress σ (MPa) on the cortical shell at first bifurcation point: a) bonded bones, $t_{cor,1} = 0.5$ mm, $\bar{t}_{cr,a} = 0.86$; b) bonded bones, $t_{cor,2} = 0.4$ mm, $\bar{t}_{cr,b} = 0.85$; c) bonded bones, $t_{cor,3} = 0.2$ mm, $\bar{t}_{cr,c} = 0.58$; d) unbonded bones, $t_{cor,1} = 0.5$ mm, $\bar{t}_{cr,d} = 0.32$; e) unbonded bones, $t_{cor,2} = 0.4$ mm, $\bar{t}_{cr,e} = 0.32$; f) unbonded bones, $t_{cor,3} = 0.2$ mm, $\bar{t}_{cr,f} = 0.38$

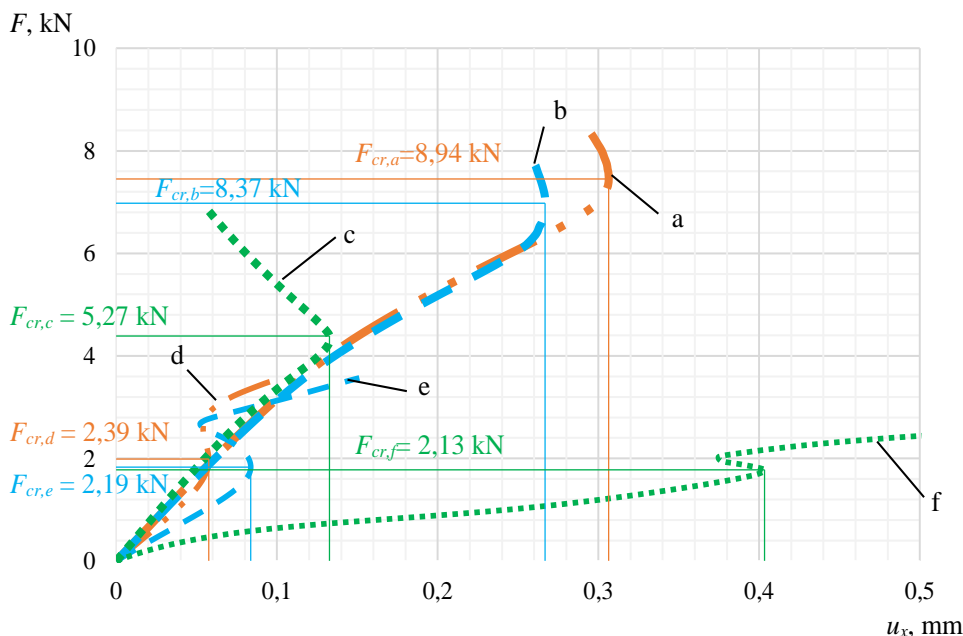
Deformacijos mechanizmo aptarimas grindžiamas gautais rezultatais ir yra skirtas išsiaiškinti, kas labiausiai veikia L3 slankstelio kūno laikomąją galią. Apatinė ats-

parumo jėgos riba apibrėžiama kaip lūžio prognozę atspindintis parametras, apimantis ne tik klasikinį gniuždymo stiprumo kriterijų, bet ir deformacijos kriterijų, atspindintį dideles deformacijas, sukeliančias vietinį nestabilumą.

Statistiniai duomenys rodo, kad kompresiniai lūžiai dažnai pasireiškia stuburo slanksteliuose, paveiktuose osteoporozės (Bouzakis et al. 2004). Stuburo stipris (F_{\max}) buvo apibrėžiamas kaip maksimali apkrova, pasiekta lūžio metu. Priklausomai nuo lyties, amžiaus ir kūno masės, stuburo juosmens dalies atsparumas gniuždymui svyruoja nuo 2 kN iki 14 kN (Adams et al. 2006).

Išsami įvairių modelių kiekybinė analizė parodyta 3.11–3.13 paveiksluose, kur sudarytos pasirinktų parametų, tokių kaip poslinkių ir jėgos, kitimo laike diagramos per visą apkrovimo laikotarpį $0 < \bar{t} \leq 1$. Visi žymenys, pateikti 3.8 paveiksle, taikomi ir 3.11–3.13 paveiksluose.

Pasirinkto taško A horizontalių poslinkių kitimas nuo maksimalios laikančiosios apkrovos pokyčio parodyti 3.11 paveiksle, o vertikalus slankstelių aukščio sumažėjimas – 3.12 paveiksle. Von Mizeso įtempių pokyčius pasirinktame A taške galima pamatyti 3.13 paveiksle. Taško A padėtis pasirenkama iš anksto, siekiant pailustruoti tipinę kortikalinio kevalo elgsenos situaciją.

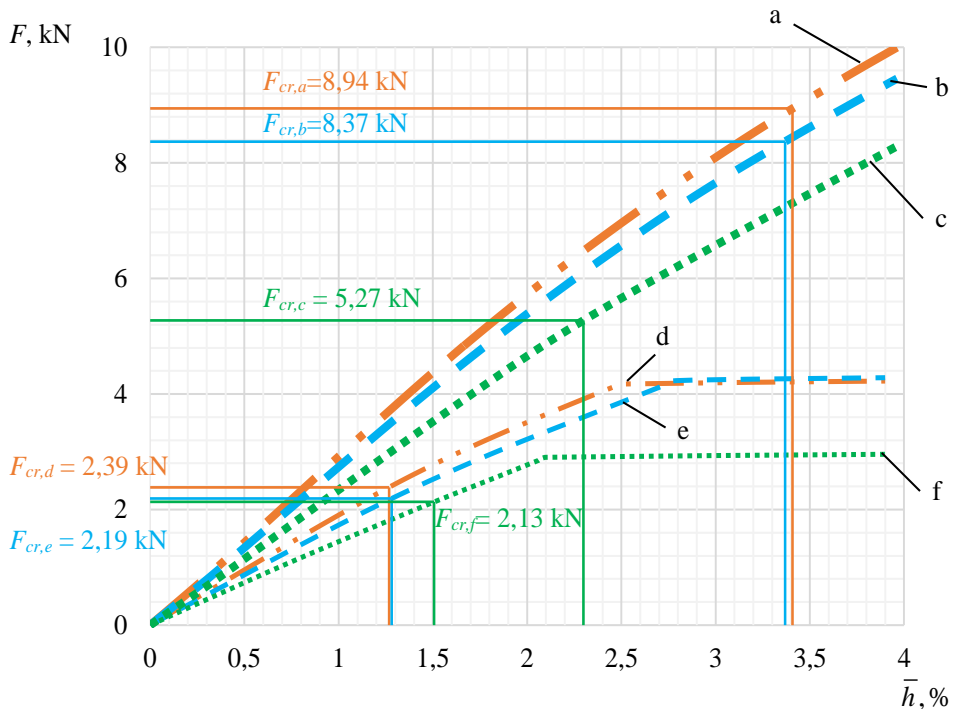


3.11 pav. Jėgos ir poslinkio horizontalia kryptimi $u_x(t)$ taške A priklausomybės grafikas

Fig. 3.11. Load and displacement in horizontal direction $u_x(t)$ at point A dependency graph

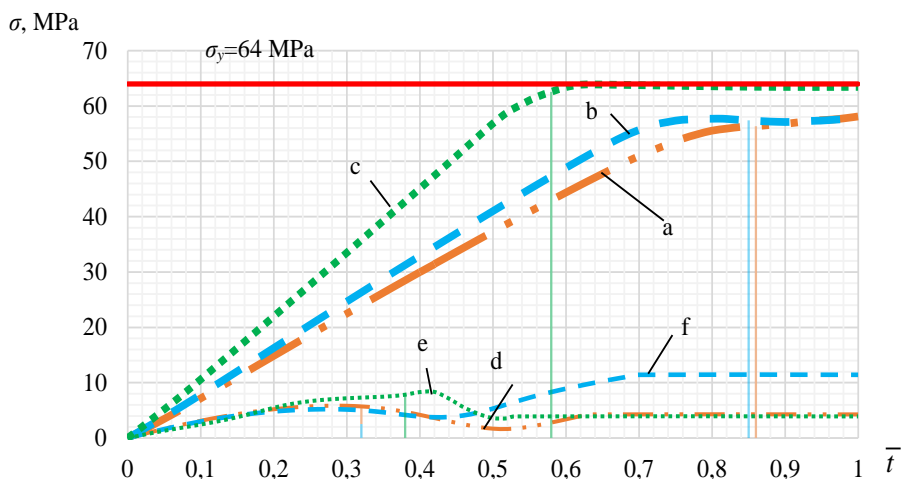
Stabilumo elgsena apibūdinama kritine jėga ir pirmuoju bifurkacijos tašku. Jėgos vertė šiame taške žymima F_{cr} (3.11 pav.). Kalbant apie stabilumą, sujungtų ir atskirtų kaulinių audinių struktūros iliustruoja skirtingą elgseną, praradus stabilumą. Esant sujungtiems kauliniams audiniams, bifurkacijos taškai reiškia bendro stabilumo praradimo atvejį, esant nestabiliam elgesiui po stabilumo praradimo (3.11 pav. kreivės a, b, c). Esant atskirtiems trabekuliniam ir kortikaliniam kaulams, bifurkacijos taškuose matomas vietinis nestabilumas ir antrinė stabili pusiausvyra (3.11 pav. kreivės d, e, f). Nestabilaus būvio atkarpa grafike žymima ryškesne linija (3.8 pav.).

Varijavimas tarp jėgos ir taško A poslinkio $u_x(t)$ horizontalia kryptimi paaiškina stabilumo praradimo elgesį po bifurkacijos (3.11 pav.). Poslinkio sumažėjimas rodo nestabilų būvį atsiradus įlinkiams. Sujungtų kaulinių audinių modeliuose globalus stabilumo praradimas parodo neribotą poslinkio sumažėjimą (3.11 pav. kreivės a, b, c). Osteoporozės antrinio stabilumo atveju apkrovos kreivėje nurodomos apkrovimo kelio antrinės šakos (3.11 pav. kreivės d, e, f).



3.12 pav. Slankstelio aukščio $\bar{h}(t)$ pokyčio grafikas

Fig. 3.12. Vertebra's height difference $\bar{h}(t)$ graph



3.13 pav. Von Mizeso įtempių kitimas laike taške A, veikiant ašinei apkrovai

Fig. 3.13. Time history of von Mises tension at point A under axial load

Remiantis skaitiniais rezultatais (kreivė a), gautais sujungtų kaulinių audinių slankstelio modeliui, kai $t_{cor,1} = 0,5$ mm, veikiant ašinei apkrovai, nustatyta, kad slankstelio laikomoji galia charakterizuojama stiprumo kriterijumi. Von Mizeso įtempių σ (3.13 pav.) laiko istorija rodo, kad stiprumo kriterijus $\sigma_y \approx 64$ MPa, veikiant ašinei apkrovai, pasiekiamas laiko momentu $\bar{t}_{cr,a} = 0,86$. Šiuo metu lokalus poslinkis $u_{x,a}(\bar{t}_{cr,a}) = 0,31$ mm (3.11 pav.) yra santykiškai didelis, o apkrova laiko momentu $\bar{t}_{cr,a}$ gali būti laikoma ribine apkrova $F_{cr,a} = 8,94$ kN. Akivaizdu, kad šis teiginys patvirtina von Mizeso įtempių pasiskirstymą (3.10 a pav.).

Sujungtų kaulinių audinių slankstelio modelio elgesys, kai kevalo storis yra nuo 0,4 mm iki 0,2 mm, veikiant ašinei apkrovai (kreivės b, c), gali būti apibūdinamas taip pat.

Von Mizeso įtempių σ (3.13 pav.) kitimas laike rodo, kad šiuo atveju stiprumo kriterijus $\sigma_y \approx 64$ MPa, veikiant ašinei apkrovai, pasiekiamas laiko momentu $\bar{t}_{cr,b} = 0,85$. Šiuo atveju horizontalusis lokalus poslinkis yra nereikšmingai mažesnis $u_{x,b}(\bar{t}_{cr,b}) = 0,27$ mm, o maksimalios apkrovos apatinė riba yra $F_{cr,a} = 8,37$ kN. Von Mizeso įtempių pasiskirstymas parodytas 3.10 b paveiksle.

Sumažėjus kevalo storiui iki 0,2 mm, von Mizeso įtempių σ (3.13 pav.) pokytis laike rodo, kad stiprumo kriterijus $\sigma_y \approx 64$ MPa yra pasiekiamas laiko momentu $\bar{t}_{cr,c} = 0,58$. Be to, lokalus horizontalusis poslinkis $u_{x,c}(\bar{t}_{cr,c}) = 0,13$ mm yra palyginti mažas, o apkrova laiko momentu $\bar{t}_{cr,c}$ gali būti laikoma ribine apkrova $F_{cr,c} = 5,27$ kN (3.11 pav.). Von Mizeso įtempių pasiskirstymas (3.10 c pav.) aiškiai patvirtina šį teiginį.

Remiantis statistiniais duomenimis, galima daryti prielaidą, kad dažniausiai trabekulinio kaulo tankis sumažėja šalia priekinės slankstelio sienelės. Dėl šių priežasčių tarp trabekulinio ir kortikalinio kaulų atsiranda tarpelis.

Atsiradus tarpeliui tarp trabekulinio ir kortikalinio kaulų, slankstelių elgsena, apibrėžta kreivėmis d, e, f, skiriasi. Horizontaliųjų poslinkių pokytis (3.11 pav.) aiškiai rodo kritinio taško atsiradimą laiko momentu $\bar{t}_{cr,d} = 0,32$ ($t_{cor,1} = 0,5$ mm), $\bar{t}_{cr,e} = 0,32$ ($t_{cor,2} = 0,4$ mm), $\bar{t}_{cr,f} = 0,38$ ($t_{cor,3} = 0,2$ mm), vadinasi, laikomoji galia aprašoma stabilumo praradimo kritine jėga $F_{cr,d} = 2,39$ kN, $F_{cr,e} = 2,19$ kN, $F_{cr,f} = 2,13$ kN (3.11 pav.). Šios jėgos pasižymi tampriu būviu $\sigma(\bar{t}_{cr,d}) = 5,73$ MPa < 64 MPa, $\sigma(\bar{t}_{cr,e}) = 5,03$ MPa < 64 MPa, $\sigma(\bar{t}_{cr,f}) = 7,82$ MPa < 64 MPa (3.13 pav.).

Horizontaliesiems poslinkiams riboti gali būti reikalingos dar mažesnės vertės. Vykstant trabekulinio kaulo degeneracijai, kortikalinio kaulo storis neturi reikšmingos įtakos slankstelio laikomajai galiai.

Slankstelio kortikalinio kevalo horizontalieji poslinkiai taške A parodyti 3.11 paveiksle. Kai slankstelio sienelės storis 0,5 mm, poslinkis yra minimalus $u_{x,d}(\bar{t}_{cr,d}) = 0,06$ mm. Kai storis sumažėja iki 0,4 mm, poslinkis nedaug padidėja iki $u_{x,e}(\bar{t}_{cr,e}) = 0,08$ mm. Kai sienelės storis sumažėjo iki 0,2 mm, atsirado poslinkis $u_{x,f}(\bar{t}_{cr,f}) = 0,41$ mm, kuris daugiau nei 200 % didesnis nei sienelės storis. Todėl, spaudžiant degeneruotą slankstelį, horizontaliojo poslinkio kitimas laiko atžvilgiu taške A (3.11 pav.) yra neribotas, rodantis nestabilios deformacijos elgseną.

Slankstelio aukščio sumažėjimas esant kritinei apkrovai pateikiamas 3.1 lentelėje.

3.1 lentelė. Slankstelio aukščio pokytis

Table 3.1. Vertebra's difference in heighted

Kortikalinio kaulo storis t_{cor} , mm	Slankstelio aukščio pokytis \bar{h} , %
Sujungti trabekulinis ir kortikalinis kaulai	
0,5	3,40
0,4	3,37
0,2	2,30
Atskirti trabekulinis ir kortikalinis kaulai	
0,5	1,26
0,4	1,28
0,2	2,13

Svarbiausi mechaninės analizės rezultatai iliustruojami slankstelių aukščio \bar{h} pokyčio nagrinėjimu (3.12 pav.). Remiantis medicinine praktika (Genant et al. 1993), šis parametras naudojamas aprašant slankstelių deformacijos laipsnį. Laikoma, jog slankstelio kūnas yra lūžęs, jei jo deformacijos laipsnis yra I ar didesnis ($\bar{h} > 20\%$), ir jis laikomas sveiku, jei deformacijos laipsnis yra tarp 0 ir 0,5 ($\bar{h} < 10\%$) (Genant et al. 1993). Normali slankstelių būklė charakterizuojama deformavimosi laipsniu 0, kuris atitinka aukščio pokyčiui $0 \leq \bar{h} \leq 20\%$. Verta paminėti, jog gautos slankstelio kūno aukščio pokyčio reikšmės $\bar{h} = 1,26\text{--}3\%$ (3.1 lentelė) yra mažesnės už ribinę vertę. Riba yra 20 %. Akivaizdu, kad įprastos lūžių prognozės metodikoje naudojama vertė negalima aptikti lūžių.

Atlikta juosmens dalies slankstelio skaitinė stabilumo analizė parodė, kad lokali degradacijos tarp trabekulinio ir kortikalinio kaulo gali sukelti katastrofinės pasekmės juosmens slankstelių mechaninei elgsenai. Kortikalinio ir trabekulinio kaulų ryšių išnykimas sukelia klumpumo pavidalo lokalaus nestabilumo efektą.

3.3. Skaičiuojamojo modelio validacija

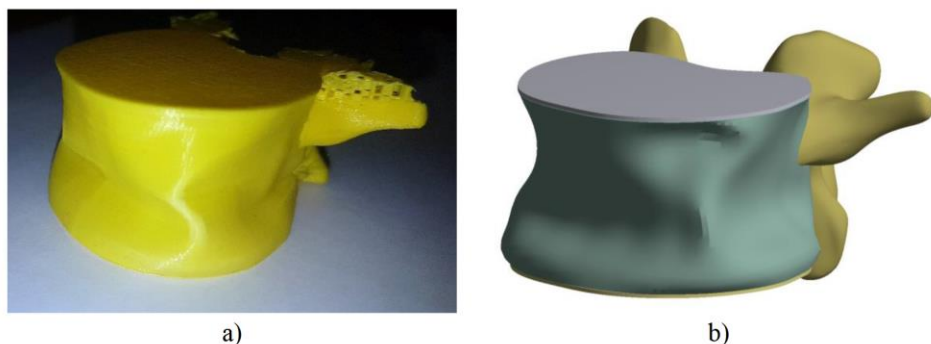
Šiuolaikinių 3D spausdinimo technologijų potencialas dar nepakankamai vertinamas, tačiau šios technologijos sparčiai skverbiasi į įvairias mokslo sritis, apie kurių naudojimą dauguma net nepagalvoja. Viena iš tokių taikymo sričių – 3D spausdinimas medicinoje. Kol kas 3D spausdinimas nesuteikia galimybės sukurti funkcionuojančių organų, tačiau chirurgijoje ši technologija jau plačiai taikoma chirurginiams implantams sukurti.

Slankstelių skaičiuojamojo modelio, fizinių savybių ir geometrijos, validacijai buvo pritaikytas 3D spausdintuvu sukurtas modelis. Atspausdinto slankstelio osteoporotinės savybės buvo tokios: kortikalinio kevalo storis – 0,4 mm, slankstelio kūnas tuščiaviduris, imituojant tarpą tarp dviejų fazių. Iš viršaus ir apačios pridėtos plokštelės.

Eksperimentas buvo atliekamas naudojant suspaudimo mašiną „MultiTest 2.5-i“. Atspausdintas slankstelis buvo bandomas, pridėdant apkrovą prie viršutinės kremzlinės plokštelės, poslinkis 10 mm/min greičiu iki 2500 N vertės.

Bandyto metu buvo gautos slankstelio deformavimo formos (3.14 a pav.), kurios palygintos su forma, gauta skaičiuojamosios analizės metu (3.14 b pav.).

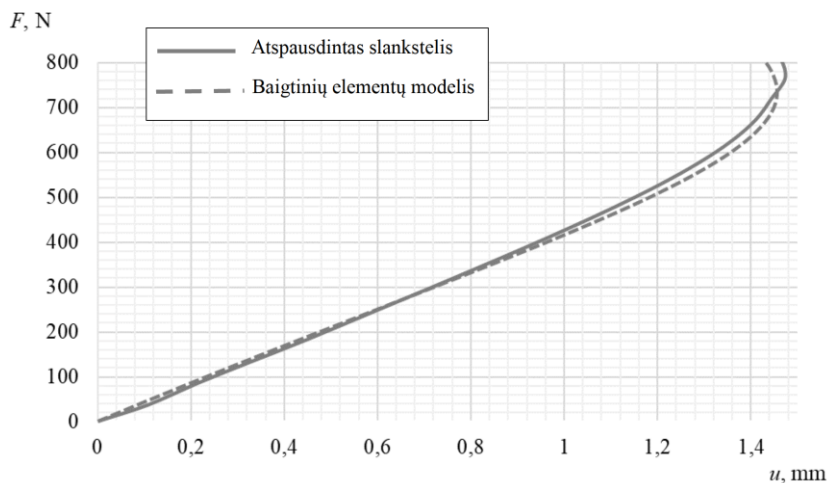
Kaip parodyta 3.14 paveiksle, eksperimento ir BE slankstelių modelių, apkrautų ašine jėga, deformuotos formos yra panašios.



3.14 pav. Deformuotos formos modeliai: a) atspausdinto; b) baigtinių elementų

Fig. 3.14. Models of deformed shape: a) printed; b) finite elements

Bandymo metu buvo gautos slankstelio poslinkio vertės, kurios palygintos su skaičiuojamaisiais rezultatais (3.15 pav.).



3.15 pav. 3D atspausdinto ir baigtinių elementų modelio juosmens slankstelio gniuždymo tyrimas

Fig. 3.15. Compression test of 3D printed and finite elements models of lumbar vertebrae

Kaip parodyta 3.15 paveiksle, eksperimento ir BE jėgos ir poslinkio kreivės yra panašios, o gautų slankstelio poslinkių reikšmių skirtumas neviršija 4 %.

Gauti rezultatai patvirtina BE modelio tinkamumą ir parodo, kad siūlomas osteoporotinių kaulinių audinių nagrinėjimo metodas yra validuotas.

3.4. Trečiojo skyriaus išvados

1. Įvertinus osteoporotinių slankstelių medžiagų savybių pokyčių įtaką laikomajai galiai, paaiškėjo, kad kortikalinio kaulo storis ir trabekulinio kaulo vietinės pažaidos turi didelę svarbą slankstelio išorinio kevalo stabilumui. Slankstelių klumpumas arba bendresnis nestabilumas atlieka lemiamą vaidmenį vertinant dėl osteoporozės degraduoto slankstelio deformaciją, taip pat vietinės deformacijos kriterijus, įskaitant klumpumą, kartu ir stiprumo kriterijus.
2. Atlikus atskirų osteoporozės pažeistų slankstelių BEM tyrimus, įvertinus kortikalinio kaulo patologiją ir trabekulių išretėjimą, nustatyta, kad kortikalinio kaulo stabilumo praradimą lemia dėl osteoporotinių pokyčių suplonėjusio kevalo deformacijos. Išretėjus trabekuliniam kaului dėl atskirų lokalių slankstelio deformacijų atsiradimo, slanksteliai praranda stabilumą nepasiekus stiprumo ribos.
3. Medicinoje slankstelio aukščio sumažėjimo parametras naudojamas aprašant slankstelių deformacijos laipsnį. Atlikus degeneruotų slankstelių skaičiuojamąją analizę nustatyta, jog įprastos lūžių prognozės metodikoje šiuo parametru negalima aptikti lūžių, nes kortikalinio ir trabekulinio kaulų ryšių išnykimas sukelia klumpumo pavidalo lokalaus nestabilumo efektą. Sumažėjus kortikalinio kevalo storiui 2,5 karto, atsiranda taškų horizontalieji poslinkiai, kurie yra 2 kartus didesni už kevalo storį.
4. Ištyrus stuburo juosmens dalies atskirą L3 slankstelį, įvertinus trabekulinio kaulo patologiją, atliekant BEM analizę, nustatyta, kad osteoporotiniams slanksteliams pavojingiausia yra kombinuota gniuždymo su sukimu apkrova, kuriai veikiant osteoporotinis slankstelis praranda stabilumą dėl lokalių deformacijų atsiradimo.
5. Darbe pasiūlyto BE modelio validacijai buvo 3D spausdintuvu sukurtas ir eksperimentiškai išbandytas trimatis slankstelio modelis. Gautas iki 4 % skaitinių ir eksperimentiškai išmatuotų deformacijų neatitikimas.
6. Taigi, siekiant nustatyti degeneruotų slankstelių lūžių prognozę, rekomenduojama įvertinti ne tik vidutinį trabekulinio kaulo tankį, bet ir konkrečias vietas, kuriose vyksta kaulinių audinių išretėjimas, bei išorinio kortikalinio kaulo storį. Be vertikalių slankstelių matmenų pokyčio, yra taikytinas slankstelio kūno vidurinės plokštumos pločio pokytis kaip lūžio prognozės veiksnys.

Stuburo juosmens dalies fragmento stabilumo tyrimas

Šiame skyriuje aprašomas dviejų judamųjų segmentų stuburo juosmens dalies L2–L4 stabilumo tyrimas. Pirmiausia aprašomas sudarytas stuburo juosmens dalies L2–L4 modelis, įvertinant kaulinio audinio patologiją. Nustatyti slankstelių patologijos veiksniai, darantys įtaką slankstelių kortikalinio kaulo stabilumo ir stuburo bendro stabilumo praradimo prognozei.

Šio skyriaus rezultatai paskelbti (Maknickas et al. 2019, Chabarova et al. 2020) mokslinėse publikacijose.

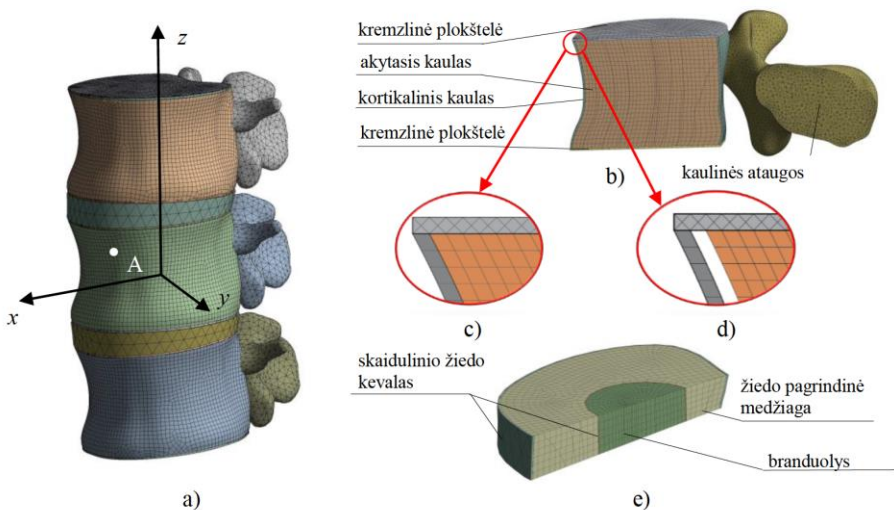
4.1. Stuburo juosmens dalies modelis

Skyriuje nagrinėjamas trimatis stuburo juosmens dalies L2–L4 modelis, susidedantis iš trijų slankstelių, tarpusavyje sujungtų tarpslanksteliniais diskais (4.1 pav.). Juosmens dalis aprašyta Dekarto koordinatinių sistemoje. Koordinatinių plokštuma Oxz yra kūno simetrijos plokštuma.

Atskirai sumodeliuoti slankstelių kortikalinio kaulo, trabekulinio kaulo, kremzlinių plokštelių ir kaulinių ataugų modeliai (4.1 b pav.).

Geometriškai modeliuojant tarpslankstelinis diskas susideda iš branduolio, pagrindinės žiedo medžiagos ir dviejų skaidulinio žiedo kevalų (4.1 e pav.).

Asmenims, jaunesniems nei 65 metų amžiaus, didžiausias kaulinių audinių remodeliavimo plotas yra trabekulinis kaulas. Senstant trabekulės plonėja, retėja, išardomi horizontalūs ryšiai (2.6 pav.). Išnykus horizontaliems trabekulių ryšiams, atsiranda tuštumų tarp trabekulinio ir kortikalinio kaulų, atsiranda kaulinių audinių atskyrimo efektas. Kai trabekulinis kaulas nyksta slankstelio kūno viduje, padidėja kortikalinio kaulo įtempiai, sumažėja slankstelio geba priešintis apkrovoms. Osteoporozės poveikis modeliuojamas darant tarpą tarp kortikalinio ir trabekulinio kaulų (4.1 d pav.) ir mažinant kortikalinio kevalo storį.



4.1 pav. Baigtinių elementų modelių vaizdas: a) dviejų judamųjų segmentų (L2–L4) baigtinių elementų modelis; b) L3 slankstelis; c) sujungti kaulai; d) atskirti kaulai; e) tarpslankstelinis diskas

Fig. 4.1. View of the finite elements models: a) finite element model of two spinal motion segments (L2–L4); b) L3 vertebra; c) bonded connection; d) unbounded connection with a gap; e) intervertebral disc

Šiame tyrime taikoma skaitmeninių baigtinių elementų analizė, siekiant parodyti šios priemonės galimybes įvertinti osteoporotinio lūžio prognozę. Konkretūs baigtinių elementų analizės pranašumai bus tiriami kuriant universalų baigtinių elementų modelį, galintį išspręsti įvairius mechaninius uždavinius, naudojant tą pačią geometriją. Kita vertus, bendras modelis integruoja išorinį kevalą ir vidinį 3D tūrinį elementą, atsižvelgiant į skirtingą jų tarpusavio sukibimą.

Juosmens slankstelių mechaninio būvio charakteristika, esant kaulinių audinių osteoporotinei degradacijai, bus nagrinėjama atliekant struktūrinę analizę

baigtinių elementų metodu. Modeliavimui sukurti trys skirtingi baigtinių elementų modeliai, apibūdinantys 1, 2 ir 3 degradacijos laipsnių pavyzdžius.

Ryšys tarp kortikalinio kevalo ir trabekulinio kaulo realizuojamas kaip dviejų kietųjų kūnų kontaktas. Idealiu atveju trabekulinio ir kortikalinio kaulų surišimas modeliuojamas kaip suvaržytas kontaktas, kuriame nėra slydimo ar atskyrimo galimybės tarp briaunų arba sienelių (4.1 c pav.). Kevalo ir kietojo kūno susirišimui apriboti sukuriamas vidinių jėgų pasiskirstymo apribojimų rinkinys tarp kevalo briaunos mazgų ir kietojo kūno paviršiaus mazgų. Modelyje kiekvienas kevalo mazgas veikia kaip pagrindinis mazgas, o su jais sujungti kietojo kūno mazgai veikia kaip pavaldūs mazgai.

Nuo laiko priklausantis slankstelio kūno būvis gaunamas suformulavus netiesinės analizės uždavinį. Baigtinio elemento modelio elgesį lemia kinematinės ribinės sąlygos. Nulinis poslinkis nurodytas L4 slankstelio apatinėje kremzlinėje plokštelėje, o kinematinė proporcingai didėjanti apkrova pridedama prie L2 slankstelio viršutinės plokštelės.

Slankstelių kūno įtempių ir deformacijų būvis gaunamas sprendžiant (2.4) lygtį, atsižvelgiant į nurodytas apkrovas bei ribines sąlygas, ir gali būti tiriamas pasirenkant skirtingus įtempius, deformacijas ir poslinkius bei taikytinas gautiems rezultatams atvaizduoti.

4.2. Slankstelių stabilumo praradimas

4.2.1. Slankstelio deformavimas

Buvo išspręsti trys stuburo juosmens dalies modeliai. Normalaus senėjimo nuo sveiko iki degeneruoto atvejo trijų degeneracijos proceso laipsnių duomenys pateikti 4.1 lentelėje.

4.1 lentelė. Senėjimo degeneracijos proceso modeliavimas nuo sveikos (1) iki degeneruotos (3) stadijos

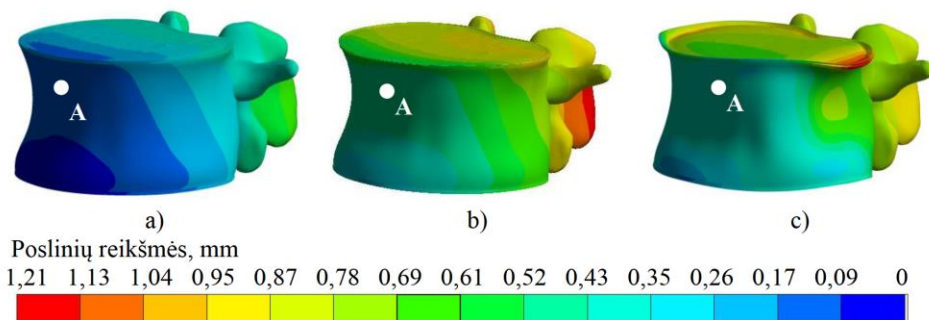
Table 4.1. Modeling of age-related degeneration process from healthy (1) to degenerated (3) phases

Senėjimo degeneracijos laipsnis*	1 laipsnis (sveikas)	2 laipsnis (osteoporotinis)	3 laipsnis (osteoporotinis)
Akytasis kaulas (tankis, kg/m ³)	300	100	100
Ryšių tipas tarp kaulų	sujungtas	sujungtas	atskirtas

Išorinė ašinė apkrova kontroliuojama nurodytu monotoniškai didėjančiu slankstelio L2 viršutinės kremzlinės plokštelės poslinkiu $u_z(t_{\max}) = u_{z,\max}$, ribojama maksimalia verte $u_{z,\max} = 10$ mm.

Skaitinių rezultatų pateikimas apsiriboja L3 slankstelio aptarimu. Skirtingų modelių fizinė prigimtis, veikiant grynai gniuždymui, yra kokybiškai iliustruojama L3 slankstelio kortikalinio kevalo deformavimo vaizdais 4.2 paveiksle. Pirmas vaizdas (a) iliustruoja sveiką slankstelį, antrasis vaizdas (b) – osteoporotinius slankstelius, turinčius sujungtą kevalo ir tūrinio paviršiaus sąsają, o trečiasis vaizdas (c) iliustruoja nesujungtą situaciją, t. y. be kontaktų.

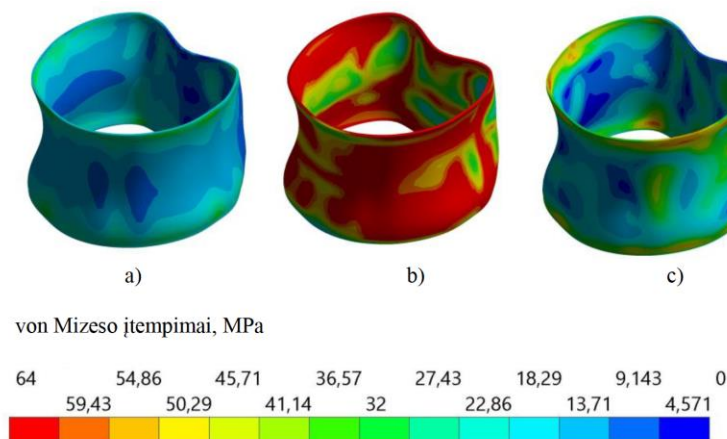
Spalvota kontūrinė grafika iliustruoja poslinkių reikšmės bendra spalvų gama. Poslinkio reikšmės yra milimetrais. Pastebėta, kad sveikas bandinys (1 degradacijos laipsnis) pasižymi mažiausiu poslinkiu (4.2 a pav.). Palyginti – vidinio audinio degradacija (2 degradacijos laipsnis) sukelia didelius poslinkius, tačiau išlaiko panašią deformuotą formą (4.2 b pav.). Kortikalinio kevalo ryšių irimas (3 degradacijos laipsnis) lemia sudėtingesnę deformacijos formą, kur aiškiai pastebimi vietiniai defektai (4.2 c pav.).



4.2 pav. L3 slankstelio deformuotų formų vaizdas ir bendrosios poslinkių reikšmių (mm) spalvinis atvaizdas, veikiant gniuždymo apkrovai laiko momentu $t = 1$: a) 1 laipsnis; b) 2 laipsnis; c) 3 laipsnis

Fig. 4.2. The view of deformed shapes of L3 vertebra and contour plot of displacement magnitude (mm) after loading at time instant $t = 1$: a) Grade 1; b) Grade 2; c) Grade 3

Įtempių lauko charakteristika parodyta 4.3 paveiksle. Kortikalinio kevalo von Mizeso įtempių pasiskirstymas pateikiamas analogiškai ankstesniam 4.2 paveiksliui. Akivaizdžiai matyti, kad, atsiradus osteoporozės pažaidoms, kortikaliniam kaule vietomis atsiranda didelės įtempių reikšmės.

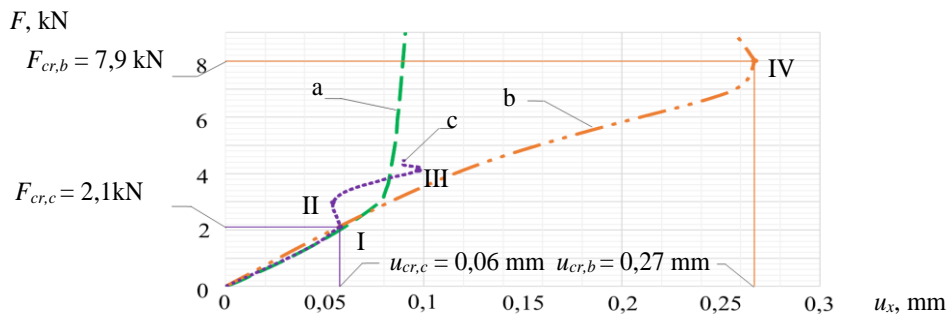


4.3 pav. Von Mizeso įtempių σ (MPa) pasiskirstymas kortikaliname kaule: a) 1 laipsnis, $t_a = 1$; b) 2 laipsnis, $t_b = 0,87$; c) 3 laipsnis, $t_c = 0,28$

Fig. 4.3. Distribution of the von Mises stress σ (MPa) on the cortical shell: a) Grade 1, $t_a = 1$; b) Grade 2, $t_b = 0.87$; c) Grade 3, $t_c = 0.28$

4.2.2. Slankstelio lūžio mechanizmas

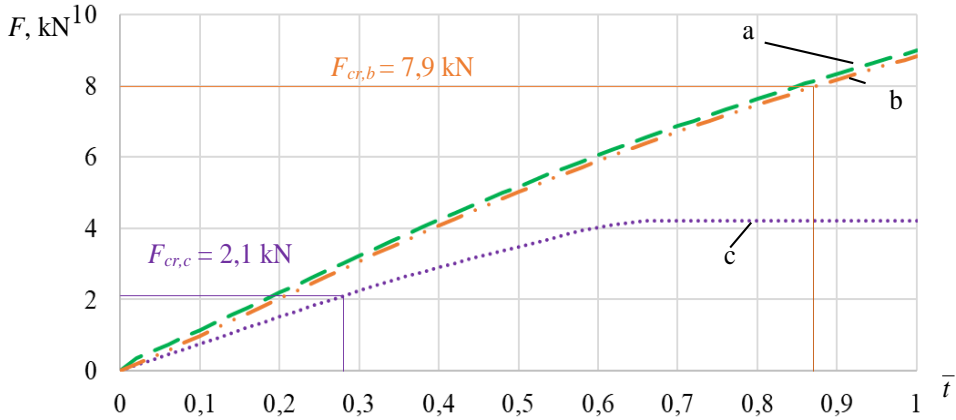
Esminės suspausto anatominio cilindro savybės galima aiškiai apibūdinti jėgos ir poslinkio $F(t) - u(t)$ santykiu (4.4 pav.). Šis ašinės jėgos ir poslinkio u_x komponentų santykis taške I (4.4 pav.) bus naudojamas paaiškinant slankstelių stabilumo savybes.



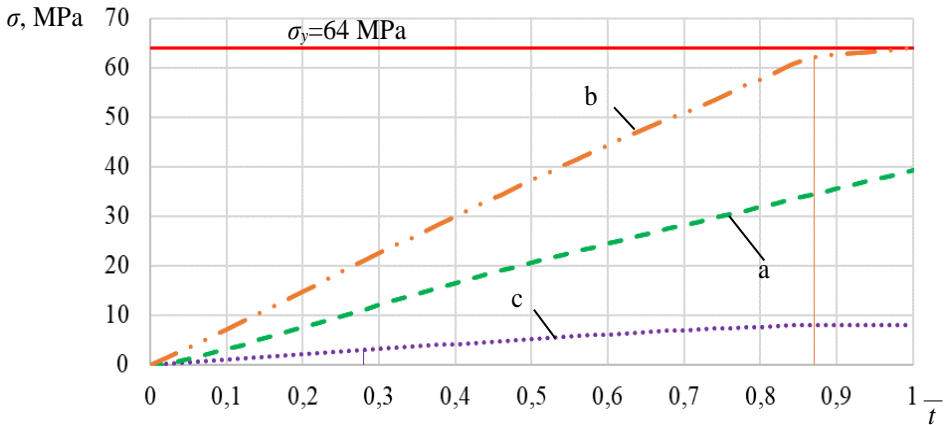
4.4 pav. Jėgos ir poslinkio horizontalia kryptimi u_x taške A priklausomybės grafikas

Fig. 4.4. Point's A forces-horizontal displacement u_x relationship

Maksimalios laikomosios apkrovos svyravimai parodyti 4.5 paveiksle. Von Mizeso įtempių pokyčius pasirinktame A taške galima pamatyti 4.6 paveiksle.



4.5 pav. Gniuždymo apkrovos kitimas laike taške A
Fig. 4.5. Variation of compression load at point A in time



4.6 pav. Von Mizeso įtempių kitimas laike taške A
Fig. 4.6. Variation at point A of cortical shell von Mises tension in time

Pirmoji kreivė, žymima kaip kreivė a, parodo sveiko slankstelio deformacinę elgesį (4.4 pav.). Sveikas bandinys demonstruoja poslinkio monotoniinį padidėjimą, o tai rodo stabilų deformacijos pobūdį. Von Mizeso įtempiai σ laiko atžvilgiu (4.5 pav.) rodo, kad, veikiant grynai ašinei jėgai, slankstelis yra tamprios stadijos. Lokalus poslinkis $u_{cr,a}(t_a = 1) = 0,09$ mm (4.4 pav.) yra palyginti mažas. Von Mizeso įtempių pasiskirstymas patvirtina šį teiginį (4.6 a pav.).

Kita kreivė b analogiškai iliustruoja juosmens slankstelio osteoporotinę degradaciją, esant tobulai jungčiai su kevalu. Ši kreivė rodo globalų nestabilumą, po stabilumo praradimo IV taške, kur kritinė apkrova $F_{cr,b} = 7,9$ kN. Vadinasi, suspaudžiant išsigimusį stuburą, horizontalusis poslinkis taške A (4.4 pav.) yra neribotas, rodantis nestabilių deformacijos elgesį. Osteoporotinė degradacija sumažina susidarantį ašinį standumą, todėl takumo riba pasiekama laiko momentu $t_b = 0,87$ (4.5 pav.). Ji gaunama esant dideliui horizontaliojo poslinkio dydžiui $u_{cr,b}(t_b) = 0,27$ mm (4.4 pav.), rodanti 300 % padidėjimą lyginant su analogišku sveikąjo slankstelio tašku. Von Mizeso įtempių σ (4.6 pav.) laiko istorija rodo, kad laiko momentu t_b stiprumo kriterijus $\sigma_y \approx 64$ MPa. Von Mizeso įtempių pasiskirstymas parodytas 4.6 b paveiksle.

Trečioji kreivė c iliustruoja šių dydžių kitimą esant degeneravusiam sujungimui tarp dviejų fazių atvejui. Mažėjantis poslinkio pobūdis iš I taško į II tašką ir aukščiau III taško rodo nestabilią deformaciją. Poslinkio kitimas (4.4 pav.) aiškiai parodo kritinio taško atsiradimą $u_{cr,c}(t_c) = 0,06$ mm laiko momentu $t_c = 0,28$ (4.5 pav.). Taigi laikomoji galia yra lemiama, kai klupumo kritinė jėga $F_{cr,c} = 2,1$ kN (4.4 pav.). Ši jėga pasižymi tampriu būviu $\sigma(t_c) = 5,86$ MPa < 64 MPa (4.6 pav.).

4.3. Stuburo stabilumo praradimas

4.3.1. Stuburo juosmens dalies deformavimas

Globalaus stabilumo analizei spręsti buvo sukurti trys stuburo juosmens dalies modeliai. Esant osteoporotinei degradacijai sujungimas tarp išorinio (kortikalinio) ir vidinio (trabekulinio) kaulų susilpnėja. Degradacijos efektas įvertintas sumažinant kortikalinio kaulo storį iki $t_{cor,min} = 0,2$ mm.

Modeliuojant senėjimo degeneracijos procesą, trijų degeneracijos proceso laipsnių duomenys pateikti 4.2 lentelėje.

4.2 lentelė. Senėjimo degeneracijos proceso modeliavimas nuo sveikos (1) iki degeneruotos (3) stadijos

Table 4.2. Modeling of age-related degeneration process from healthy (1) to degenerated (3) phases

Senėjimo degeneracijos laipsnis*	1 laipsnis (sveikas)	2 laipsnis (osteoporotinis)	3 laipsnis (osteoporotinis)
Akytasis kaulas (tankis, kg/m ³)	300	100	100
Kortikalinio kaulo storis, mm	0,5	0,5	0,2

Kiekvienas iš trijų modelių buvo nagrinėjamas veikiant atitinkamai ašinei, kombinuotai ašinei ir sukimo, ašinei ir lenkimo, ašinei ir šoninio lenkimo apkrovoms. Ašinę apkrovą kontroliuoja nurodyta monotoniškai didėjančia jėga $F = 720$ kN, sukimo apkrovą kontroliuoja sukimosi momentas $T = 2,4$ Nm, o lenkimą kontroliuoja momentas $M_y = 4,8$ Nm ir momentas $M_x = 3,6$ Nm.

Akivaizdu, kad, veikiant apkrovoms, didėja stuburo deformacija. Gniuždymo, sukimo, lenkimo ir šoninio lenkimo apkrovos yra svarbiausi apkrovos atvejai, lemiantys įvairius deformacijos režimus, kuriems būdingi kinematiniai parametrai. Išsamus deformuotos formos apibūdinimas įvairiais parametrais, atsirandantis dėl skirtingų apkrovų, yra sudėtingas ir labai imlus laiko sąnaudoms. Toliau nagrinėjama stuburo deformacija, kurią riboja ROM ir tarpslankstelinė šlytis.

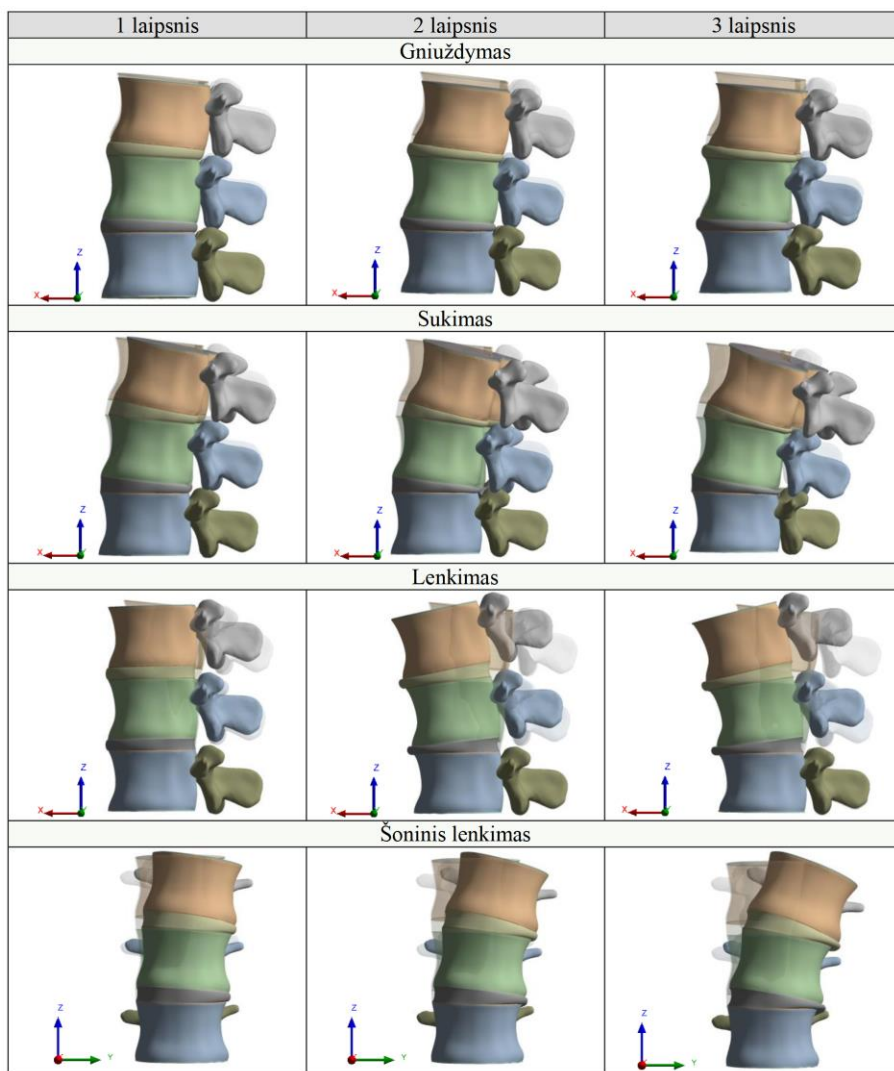
Skirtingų L2–L4 stuburo dalies modelių fizinė prigimtis, veikiant skirtingai apkrovai, yra kokybiškai iliustruojama 4.7 paveiksle deformuota forma xOz plokštumoje.

Imituotoje osteoporotinėje stuburo dalyje, veikiant įvairioms apkrovoms, matomas didesnis paslankumas. Pirmame stulpelyje pavaizduotas stuburas, esant sveikiems slanksteliams (1 laipsnis), o kitos subfigūros vaizduoja slankstelius, paveiktus osteoporoze. Antrasis stulpelis rodo tik trabekulinio audinio (2 laipsnis) degradacijos rezultatus, o trečiasis stulpelis apima ir kortikalinio kevalo (3 laipsnio) degradaciją. Dažniausiai deformuotos formos atspindi kolonų pavidalo struktūros deformacijos modas, kur lenkimas ar sukimasis iš esmės sumažina laikomąją galią.

Pagrindiniai modeliavimo rezultatai pateikti toliau. Išsami deformuotos formos analizė leidžia suprasti nestabilumo problemą.

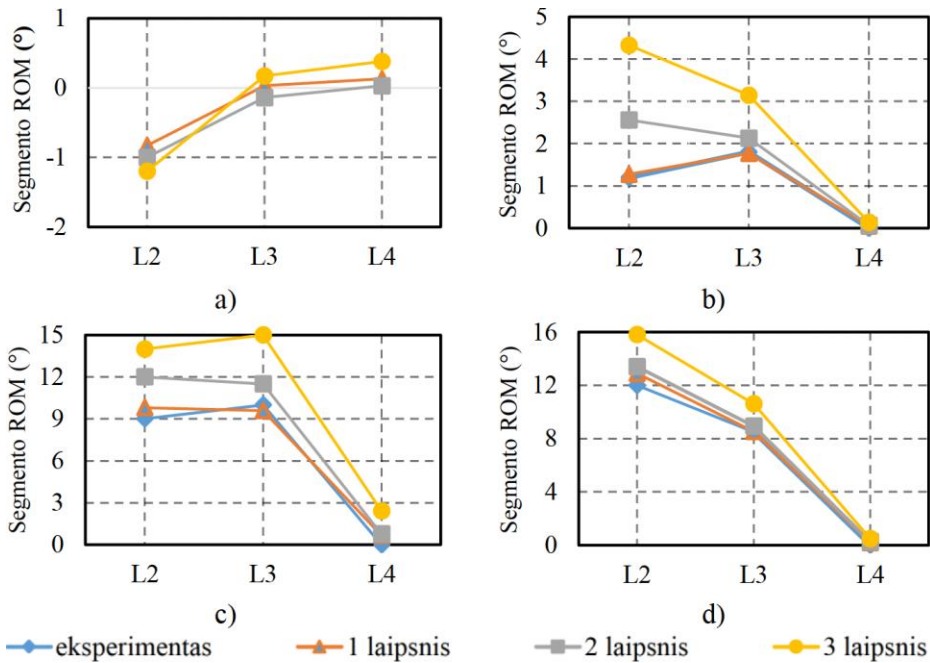
4.8 paveiksle pavaizduoti grafikai iliustruoja L2, L3, L4 stuburo segmentų ROM vertes, esant skirtingoms apkrovoms. Kiekvienas grafikas turi 4 kreives: eksperimento, 1 laipsnio, 2 laipsnio, 3 laipsnio. Gautas ROM reikšmės sveikam stuburui (1 laipsnis) buvo lyginami su eksperimento rezultatais (Renner et al. 2007), gautais veikiant sukimui, lenkimui ir šoniniam lenkimui. BEM ir eksperimentų (Renner et al. 2007) rezultatai svyravo nuo 0,2 % iki 7 %.

Veikiant ašinei apkrovai, visų trijų laipsnių segmentų ROM gautas mažas, kurio vidutinė vertė mažesnė kaip 2° (4.8 a pav.). Veikiant sukimo apkrovai, osteoporotinio stuburo segmentų ROM šiek tiek padidėja iki 5° , tačiau nepasiekia nestabilumo ribos (4.8 b pav.). Veikiant lenkimo (4.8 c pav.) ir šoninio lenkimo (4.8 d pav.) apkrovoms, osteoporotinė stuburo juosmens dalis (3 laipsnis) praranda stabilumą, nes segmentų ROM viršija stabilumo ribą, kuri yra 15° (Gopinath 2015).



4.7 pav. Stuburo juosmens dalies L2–L4 deformuotų formų vaizdai:
sveikas modelis ir modeliai su osteoporotine degeneracija

Fig. 4.7. The view of deformed shapes of L2–L4 lumbar spine: healthy
model and models with osteoporotic degeneration



4.8 pav. Slankstelių kūnų L2, L3, L4 ROM reikšmės esant skirtingoms apkrovoms: a) gniuždymas; b) sukimas; c) lenkimas; d) šoninis lenkimas

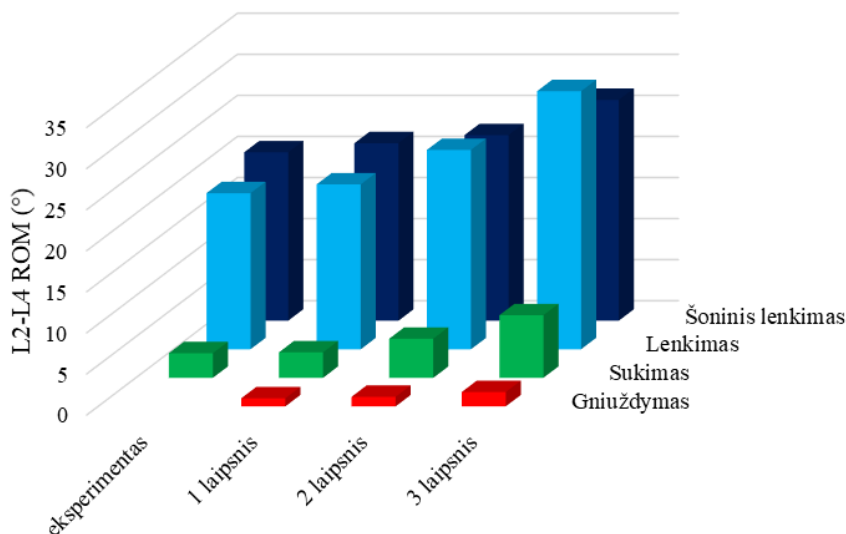
Fig. 4.8. ROM values of L2, L3, L4 vertebral bodies for different load cases: a) compression; b) torsion; c) flexion; d) lateral bending

4.9 paveiksle pavaizduoti sveikų ir osteoporotinių judamųjų segmentų L2–L4 judesio diapazono esant įvairiems apkrovimo atvejams. Galiausiai 4.9 paveiksle parodyti sveiko ir osteoporotinio stuburo L2–L4 juosmens mobilumo skirtumai.

Suspaudžiant sveiką stuburo dalį (1 laipsnis), L2–L4 ROM yra labai mažas – 1° . Degradavus slanksteliams (2, 3 laipsniai) gniuždymo apkrova neturi didelės įtakos stuburo stabilumo praradimui, nes L2–L4 ROM atitinkamai padidėjo iki $1,1^\circ$ ir $1,8^\circ$.

Veikiant sukimo apkrovai, L2–L4 (1 laipsnio) ROM yra $3,1^\circ$, o tai atitinka eksperimento rezultatus (Renner et al. 2007). Osteoporotinės L2–L4 dalies (2 ir 3 laipsnių) ROM padidėjo nedaug – atitinkamai iki $4,8^\circ$ ir $7,6^\circ$.

Šoninis lenkimas smarkiai padidina stuburo juosmens dalies judesio amplitudę: 1 laipsnio – iki $21,6^\circ$, o 3 laipsnio – beveik iki 27° .



4.9 pav. L2–L4 judesio amplitudės rezultatai

Fig. 4.9. L2–L4 total segmental motion results

Pavojingiausias apkrovimo atvejis stuburo judamajam segmentui yra lenkimo apkrova. ROM smarkiai padidėja esant ir osteoporotiniams atvejams, ir sveikam žmogui. 3-iojo laipsnio stuburo ROM pasiekė 31,4°.

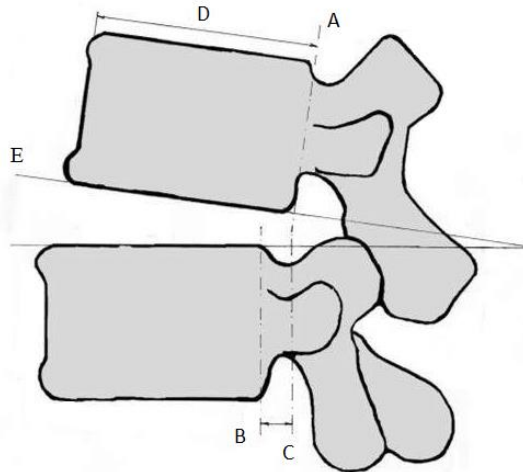
Kaip matyti iš 4.9 paveikslo, L2–L4 judesio amplitudė padidėja, jei žmogus pasilenkia, todėl osteoporotinių pakitimų turintiems žmonėms nerekomenduojama ilgai vaikščioti su svoriu už nugaros, nes tai gali paspartinti stuburo stabilumo praradimą.

4.3.2. Stuburo ašies skersinis poslinkis

Dėl padidėjusios osteoporotinės degradacijos vyksta netiesinis tarpslankstelinio diskų suspaudimas. Dėl to tarpslanksteliniai diskai transformuojasi į trapecijos formas ir atsiranda šlyties jėgos. Šlyties efektas charakterizuojamas pačio silpniausio tarpslankstelinio disko šlyties poslinkiu. Apibendrinant galima pasakyti, kad šlyties deformacijos sukelia slankstelių pasislinkimą plokštumoje.

Nustatant klinikinio stuburo nestabilumą matuojamas viršutinio slankstelio sagitalinis poslinkis, palyginti su apatiniu. 4.10 paveiksle schemiškai parodyta SJS segmentinio nestabilumo matavimo technika. Išilgai viršutinio slankstelio užpakalinio krašto brėžiama linija A, išilgai apatinio slankstelio – linija B. Trečioji linija E yra išilgai viršutinio slankstelio apatinės kremzlinės plokštelės. Ketvirtoji

linija C nubrėžta lygiagrečiai su linija B per E ir A linijų sankirtą. Slankstelių sagitaliniu poslinkiu laikomas atstumas tarp B ir C. Kad būtų išvengta paklaidų, susijusių su padidinimo koeficientu, poslinkis apskaičiuojamas kaip procentas, palyginti su slankstelio kūno pločiu (D). Laikoma, kad stuburas praranda nestabilumą, jeigu slankstelių poslinkis (atstumas BC) viršija 4,5 mm, arba 15 % (BC/D) (Panjabi 2003, White et al. 1990).



4.10 pav. Segmentinio nestabilumo matavimo scheminis vaizdas
Fig. 4.10. Schematic representation of the measurement of segmental instability

Kūnas yra jautresnis plokštumos deformacijoms. Šlyčiai būdingas šlyties poslinkis. Slankstelių šlyties poslinkių reikšmės pateiktos 4.11 paveiksle. Vyksiant gniuždymui parodytas nereikšmingas osteoporozės indėlis.

Remiantis skaitiniais rezultatais, gniuždymo atvejui osteoporozės indėlis yra nereikšmingas. Spaudžiant sveiką stuburo juosmens dalį (1 degeneracijos laipsnis), L2–L3 ir L3–L4 tarpslankstelinis šlytis yra labai mažas, atitinkamai 0,28 mm (4.11 a pav.) ir 0,001 mm (4.11 b pav.). Esant kaulinio audinio patologijai (2 ir 3 laipsnis), slankstelių šlytis nedaug didėja kiekviename segmentų lygyje ir pasiekia L2–L3 – 0,37 mm (4.11 a pav.), L3–L4 – 0,46 mm.

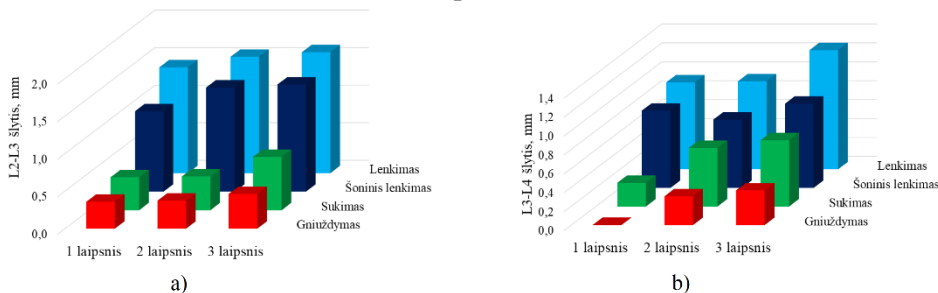
Esant sukimo, lenkimo ir šoninio lenkimo apkrovimo atvejams, stuburo juosmens dalies elgsena skiriasi.

Veikianti sukimo apkrova smarkiai nepadidina slankstelių šlyties. L2–L3 šlytis (3 laipsnis) padidėjo 53 % (4.11 a pav.), atitinkamai L3–L4 šlytis padidėjo 91 % (4.11 b pav.).

Veikianti ekscentrinė apkrova, tokia kaip lenkimas ir šoninis lenkimas, smarkiai padidina slankstelių šlytį. Veikiant šoniniam lenkimui osteoporotinio stuburo

(2 laipsnis) segmento L2–L3 šlytis padidėjo 270 % (4.11 a pav.), o L3–L4 – 137 % (4.11 b pav.). Esant trečiam degeneracijos laipsniui, L2–L3 šlytis padidėjo 208 % (4.11 a pav.), atitinkamai L3–L4 šlytis padidėjo 143 % (4.11 b pav.).

Veikiant osteoporotinį stuburą lenkimo apkrova, tarpslankstelinė šlytis gerokai išaugo, palyginti su slankstelių šlytimi, esant gniuždymo apkrovai. Antro laipsnio slankstelių šlytis L2–L3 padidėjo 314 % (4.11 a pav.), o L3–L4 padidėjo 206 % (4.11 b pav.). Kortikalinio kaulo storiui sumažėjus 0,2 mm (3 laipsnis), L2–L3 šlytis išaugo iki 1,6 mm, t. y. 248 % (4.11 a pav.), o L3–L4 šlytis padidėjo iki 1,3 mm, atitinkamai 244 % (4.11 b pav.).



4.11 pav. Slankstelių šlytis Δb (mm), esant skirtingam degeneracijos laipsniui: a) L2–L3; b) L3–L4

Fig. 4.11. Vertebrae shearing Δb (mm) versus degeneration of aging: a) L2–L3, b) L3–L4

Taigi trabekulinio kaulo masės tankio sumažėjimas turėjo didelį neigiamą poveikį slankstelių šlyčiai ir segmentų judesio amplitudės padidėjimui, o sumažėjęs kortikalinio kaulo storis labiau padidino minėtas deformacijas. Nors nebuvo pasiektas stuburo klinikinis nestabilumas, osteoporozė gali paspartinti šio proceso išsivystymą, o veikiant ekscentrinėms (lenkimo bei sukimo) jėgoms tikėtinas dar didesnis tarpslankstelinės šlyties ir judesio amplitudės padidėjimas.

4.4. Ketvirtojo skyriaus išvados

1. Atlikus juosmens dalies dviejų judamųjų segmentų analizę nustatyta, kai nebelieka ryšių tarp trabekulinio ir kortikalinio kaulų, atsiranda tuštumos ir kaulinių audinių atsiskyrimas, slankstelyje pasireiškia kortikalinio kevalo klupumo efektas, veikiant du kartus mažesnei apkrovai.

2. Remiantis stuburo juosmens dalies dviejų judamųjų segmentų modeliavimo ir skaičiuojamosios analizės rezultatais, galima padaryti išvadą, jog, esant kaulinio audinio patologijai, tarpslankstelinė šlytis gali išaugti daugiau nei penkis kartus, palyginti su sveiko stuburo slankstelių šlytimi. Taigi osteoporozė gali paspartinti klinikinį stuburo nestabilumą, klinikinėje praktikoje dar kitaip vadinamą spondilolisteze, pasireiškiančia pernelyg dideliu slankstelių paslankumu, dėl ko pasislinkę slanksteliai gali suspausti kraujagyslę arba nugaros nervus, jų ataugas, tada išsivysto osteochondrozė, sukelianti pažeistojo stuburo segmento raumenų spazmus ir nuolatinį nugaros skausmą.
3. Stuburo juosmens dalies osteoporotinio slankstelio skaičiavimo rezultatų, veikiant gniuždymo jėgai, įskaitant kritinę jėgą, įtempių pasiskirstymą ir taškų poslinkius, neatitikimas yra iki 5 % su pirmiau atliktais vieno slankstelio skaičiuojamojo tyrimo rezultatais. Siekiant nustatyti slankstelių laikomąją galią, remiantis stabilumo kriterijais, bei įtemptą ir deformuotą būvį, pakanka tirti pavienius slankstelių modelius. Tokiu būdu, mažinant skaičiuojamojo modelio BE skaičių, atsirastų galimybė trumpinti analizės laiką, nedarant poveikio tyrimo metu gaunamiems rezultatams.
4. Osteoporotinė slankstelių deformacija atlieka lemiamą vaidmenį stuburo juosmens dalies klinikinio stabilumo praradimo procese. Tai turėtų būti naudinga efektyvesniam stuburo gydymui. Norint išvengti pavojingos osteoporotinės degradacijos, ypač dėl kaulinio audinio retėjimo šalia kortikalinio kevalo, reikia sukurti specifines tyrimo procedūras.

Bendrosios išvados

1. Atlikus mokslinės literatūros disertacijos tema analizę nustatyta, kad kaulinio audinio struktūros ir mechaninių savybių patologiniai pokyčiai sudaro prielaidas stuburo nestabilumui. Tačiau, esamais skaitiniais baigtinių elementų tyrimais šių pokyčių įtaka stuburo stabilumui yra išnagrinėta nepakankamai.
2. Šiame darbe yra pasiūlytas BEM modelis, skirtas žmogaus stuburo stabilumo analizei. Šis dviejų lygių – atskiro slankstelio ir stuburo fragmento – modelis yra formuluojamas kaip geometriškai netiesinis tampriosios analizės uždavinys. Slankstelio kortikalinis apvalkalas modeliuojamas plonasieniu kevalu, kuris yra diskretizuojamas dvimačiais kevalo baigtiniais elementais, o trabekulinis audinys – vientisu homogenišku kietuoju deformuojamu kūnu, kuris yra diskretizuojamas „solid“ tipo tūriniais baigtiniais elementais. Toks modelis leidžia atsižvelgti į patologinius pokyčius, veikiančius stabilumą, apibūdina mus kevalo suplonėjimu, kaulinio audinio parametų degradacija ir skirtingų terpių ryšių degradacija.
3. Atlikus atskirų osteoporozės pažeistų slankstelių BEM tyrimus, įvertinus kortikalinio kaulo patologiją ir trabekulių išretėjimą, nustatyta, kad kortikalinio kaulo stabilumo praradimą lemia dėl osteoporotinių pokyčių suplonėjusio kevalo deformacijos. Išretėjus trabekuliniam kaului dėl atskirų lokalių slankstelio deformacijų atsiradimo, slanksteliai praranda stabilumą nepasiekus stiprumo ribos.

4. Baigtinių elementų metodu išnagrinėjus stuburo juosmens dalies atskiro L3 slankstelio įtempių ir deformacijų būvį atsižvelgiant į trabekulinio kaulo patologiją, nustatyta, kad osteoporotiniams slanksteliams pavojingiausia yra kombinuota sukamojo gniuždymo apkrova, kuriai veikiant osteoporotinis slankstelis praranda stabilumą dėl lokalių deformacijų atsiradimo.
5. Darbe pasiūlyto BE modelio validacijai buvo 3D spausdintuvu sukurtas ir eksperimentiškai išbandytas trimatis slankstelio modelis. Gautas iki 4 % skaitinių ir eksperimentiškai išmatuotų deformacijų neatitikimas.
6. Ištyrus dviejų judamųjų segmentų L2–L4 stuburo juosmens dalį, nustatyta, kad, vykstant trabekulinio kaulo netolygiam išretėjimui ir kortikalinio kaulo suplonėjimui, tarpslankstelinis diskas keičia savo formą, dėl to slanksteliai persislenka ir stuburas pamažu praranda stabilumą.
7. Šio darbo rezultatai parodo potencialiai pavojingas kaulinio audinio patologijas, kurioms atsiradus stuburo stabilumo praradimo efektai gali pasireikšti dar nepasiekus šiuo metu galiojančių ribinių stiprumo rodiklių.
8. Pateikti rezultatai dar negali būti tiesiogiai taikomi medicininėje praktikoje, nes sudarytieji modeliai aprašo pavienius iš esmės hipotetinius kaulinio audinio patologijos atvejus. Šis modelis galėtų būti taikomas praktikoje, patikslinus modelį didesniu patologinių rodiklių skaičiumi. Stuburo stabilumo praradimo procesų tikslesniems rezultatams gauti būtini tyrimai turėtų įvertinti diskų, raiščių ir raumenų patologiją.

Literatūra ir šaltiniai

Abumi, K.; Panjabi, M. M.; Duranceau, J. 1989. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices. Part III. Stability provided by six spinal fixation devices and interbody bone graft, *Spine* 14(11): 1249–1255.

Adams, M. A.; Bogduk, N.; Burton, K.; Dolan, P. 2006. *The biomechanics of back pain* Second edi, Elsevier: Churchill Livingstone.

Ahmad, Z.; Ariffin, A. K.; Akramin, M. R. M. 2010. Probabilistic Stress Analysis of the Human Lumbar Spine Extended Finite Element Method *The 11th Asia Pacific Industrial Engineering and Management Systems Conference*. 1–5.

Alkalay, R. N.; Harrigan, T. P. 2016. Mechanical assessment of the effects of metastatic lytic defect on the structural response of human thoracolumbar spine, *Journal of Orthopaedic Research* 34(10): 1808–1819.

Amjadi Kashani, M. R.; Nikkhoo, M.; Khalaf, K.; Firoozbakhsh, K.; Arjmand, N.; Razmjoo, A.; Parnianpour, M. 2014. An in silico parametric model of vertebrae trabecular bone based on density and microstructural parameters to assess risk of fracture in osteoporosis, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine* 228(12): 1281–1295.

Asano, S.; Kaneda, K.; Umehara, S.; Tadano, S. 1992. The Mechanical Properties of the Human L4–5 Functional Spinal Unit During Cyclic Loading, *Spine* 17(11): 1343–1352.

Baram, A.; Al-Tameemi, A. A. A.; Shali, W. F. 2016. Anterior Approach for Thoracolumbar Fracture Dislocations: Surgical Management in Poor Resource Region, Record of 7 years Follow-up, *Journal of Spine* 05(05): 1–5.

Barauskas, R.; Belevicius, R.; Kacianauskas, R. 2004. *Fundamentals of the finite element method*, Vilnius, Lithuania: Technika.

- Barthelemy, V. M. P.; van Rijsbergen, M. M.; Wilson, W.; Huyghe, J. M.; van Rietbergen, B.; Ito, K. 2016. A computational spinal motion segment model incorporating a matrix composition-based model of the intervertebral disc, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 54: 194–204.
- Belytschko, T.; Schwer, L.; Privitzer, E. 1978. Theory and application of a three-dimensional model of the human spine, *Aviation, space, and environmental medicine* 49(1 Pt. 2): 158–65.
- Belytschko, T. B.; Andriacchi, T. P.; Schultz, A. B.; Galante, J. O. 1973. Analog studies of forces in the human spine: Computational techniques, *Journal of Biomechanics* 6(4): 361–371.
- Blanchard, R.; Morin, C.; Malandrino, A.; Vella, A.; Sant, Z.; Hellmich, C. 2016. Patient-specific fracture risk assessment of vertebrae: A multiscale approach coupling X-ray physics and continuum micromechanics, *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* 32(9): 1–36.
- Bouzakis, K. D. et al. 2004. Loading simulation of lumbar spine vertebrae during a compression test using the finite elements method and trabecular bone strength properties, determined by means of nanoindentations, *Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions* 4(2): 152–158.
- Bowden, A. E.; Guerin, H. L.; Villarraga, M. L.; Patwardhan, A. G.; Ochoa, J. A. 2008. Quality of motion considerations in numerical analysis of motion restoring implants of the spine, *Clinical Biomechanics* 23(5): 536–544.
- Briggs, A. M.; Wrigley, T. V.; van Dieën, J. H.; Phillips, B.; Lo, S. K.; Greig, A. M.; Bennell, K. L. 2006. The effect of osteoporotic vertebral fracture on predicted spinal loads in vivo, *European Spine Journal* 15(12): 1785–1795.
- Brinckmann, P.; Frobin, W.; Hierholzer, E.; Horst, M. 1983. Deformation of the vertebral end-plate under axial loading of the spine, *Spine* 8(8): 851–856.
- Buckley, J. M.; Cheng, L.; Loo, K.; Slyfield, C.; Xu, Z. 2007. Quantitative ComputedTomography-Based Predictions of Vertebral Strength in Anterior Bending, *Spine* 32(9): 1019–1027.
- Busscher, I.; van Dieën, J. H.; Kingma, I.; van der Veen, A. J.; Verkerke, G. J.; Veldhuizen, A. G. 2009. Biomechanical characteristics of different regions of the human spine: an in vitro study on multilevel spinal segments, *Spine* 34(26): 2858–2864.
- Casaroli, G.; Galbusera, F.; Jonas, R.; Schlager, B.; Wilke, H. J.; Villa, T. 2017. A novel finite element model of the ovine lumbar intervertebral disc with anisotropic hyperelastic material properties, *Plos one* 12(5): 1–18.
- Castillo, E. R.; Hsu, C.; Mair, R. W.; Lieberman, D. E. 2017. Testing biomechanical models of human lumbar lordosis variability, *American Journal of Physical Anthropology* 163(1): 110–121.

- Castro, I.; Humbert, L.; Whitmarsh, T.; Lazary, A.; Del Rio Barquero, L. M.; Frangi, A. F. 2012. 3D reconstruction of intervertebral discs from T1-weighted magnetic resonance images *9th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI)*. IEEE: 1695–1698.
- Charosky, S.; Moreno, P.; Maxy, P. 2014. Instability and instrumentation failures after a PSO: a finite element analysis, *European Spine Journal* 23(11): 2340–2349.
- Chen, C.; Cheng, C.; Liu, C.; Lo, W. 2001. Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine, *Medical engineering & physics* 23(7): 485–493.
- Chen, H.; Zhou, X.; Fujita, H.; Onozuka, M.; Kubo, K. Y. 2013. Age-related changes in trabecular and cortical bone microstructure, *International journal of endocrinology* 2013: 1–9.
- Chen, H.; Kubo, K. Y. 2014. Bone three-dimensional microstructural features of the common osteoporotic fracture sites, *World journal of orthopedics* 5(4): 486–495.
- Chen, W. M.; Jin, J.; Park, T.; Ryu, K. S.; Lee, S. J. 2018. Strain behavior of malaligned cervical spine implanted with metal-on-polyethylene, metal-on-metal, and elastomeric artificial disc prostheses – A finite element analysis, *Clinical Biomechanics* 59(2018): 19–26.
- Chevalier, Y.; Charlebois, M.; Pahr, D.; Varga, P.; Heini, P.; Schneider, E.; Zysset, P. 2008. A patient-specific finite element methodology to predict damage accumulation in vertebral bodies under axial compression, sagittal flexion and combined loads, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 11(5): 477–487.
- Christiansen, B. A.; Kopperdahl, D. L.; Kiel, D. P.; Keaveny, T. M.; Bouxsein, M. L. 2011. Mechanical contributions of the cortical and trabecular compartments contribute to differences in age-related changes in vertebral body strength in men and women assessed by QCT-based finite element analysis, *Journal of Bone and Mineral Research* 26(5): 974–983.
- Christophy, M.; Faruk Senan, N. A.; Moody, D. A.; O'Reilly, O. M.; Peters, D. M. 2011. On the Dynamics of the Human Spine: Towards Mechanical Characterizations of Back Pain and its Treatments *Proceedings of 2011 NSF Engineering Research and Innovation Conference, Atlanta, Georgia*. 1–5.
- Clouthier, A. L.; Hosseini, H. S.; Maquer, G.; Zysset, P. K. 2015. Finite element analysis predicts experimental failure patterns in vertebral bodies loaded via intervertebral discs up to large deformation, *Medical Engineering & Physics* 37(6): 599–604.
- Cramer, H. J.; King Liu, Y.; von Rosenberg, D. U. 1976. A distributed parameter model of the inertially loaded human spine, *Journal of biomechanics* 9(3): 115–30.
- Crawford, R. P.; Cann, C. E.; Keaveny, T. M. 2003. Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography, *Bone* 33(4): 744–750.
- Crawford, R. P.; Keaveny, T. M. 2004. Relationship between axial and bending behaviors of the human thoracolumbar vertebra, *Spine* 29(20): 2248–2255.

- Dicko, A. H.; Tong-Yette, N.; Gilles, B.; Faure, F.; Palombi, O. 2015. Construction and Validation of a Hybrid Lumbar Spine Model For the Fast Evaluation of Intradiscal Pressure and Mobility, *International Journal of Medical and Health Sciences* 9(2): 134–145.
- Dietrich, M.; Kedzior, K.; Borkowski, P.; Edzior, K. K.; Borkowski, P.; Nski, G. K.; Skalski, K.; Zagrajek, T. 2005. A nonlinear analysis of the human vertebral column and medical recommendations that follow, *Bulletin of the polish academy of sciences technical sciences* 53(3): 179–194.
- Dietrich, M.; Kedzior, K.; Borkowski, P. 2005. A nonlinear analysis of the human vertebral column and medical recommendations that follow, *Bulletin of the Polish Academy of Sciences. Technical Sciences* 53(3): 179–194.
- Dragomir-Daescu, D.; Salas, C.; Uthamaraj, S.; Rossman, T. 2015. Quantitative computed tomography-based finite element analysis predictions of femoral strength and stiffness depend on computed tomography settings, *Journal of biomechanics* 48(1): 153–61.
- Dreischarf, M. et al. 2014. Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: Predictive power of models improves when combined together, *Journal of Biomechanics* 47(8): 1757–1766.
- Du, C.; Mo, Z.; Tian, S.; Wang, L.; Fan, J.; Liu, S.; Fan, Y. 2014. Biomechanical investigation of thoracolumbar spine in different postures during ejection using a combined finite element and multi-body approach, *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* 30(11): 1121–1131.
- Du, H. G.; Liao, S. H.; Jiang, Z.; Huang, H. M.; Ning, X. T.; Jiang, N. Y.; Pei, J. W.; Huang, Q.; Wei, H. 2016. Biomechanical analysis of press-extension technique on degenerative lumbar with disc herniation and staggered facet joint, *Saudi pharmaceutical journal* 24(3): 305–311.
- Ellenbogen, R.; Abdulrauf, S. I.; Sekhar, L. N. 2012. *Principles of Neurological Surgery*. Elsevier Health Sciences.
- Ellingson, A. M.; Shaw, M. N.; Giambini, H.; An, K. N. 2016. Comparative role of disc degeneration and ligament failure on functional mechanics of the lumbar spine, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 19(9): 1009–1018.
- Esmailiejah, A. A.; Abbasian, M.; Bidar, R.; Esmailiejah, N.; Safdari, F.; Amirjamshidi, A. 2018. Diagnostic efficacy of clinical tests for lumbar spinal instability., *Surgical neurology international* 9(17): 1–3.
- Eswaran, S.; Gupta, A. 2006. Cortical and trabecular load sharing in the human vertebral body, *Journal of Bone and Mineral Research* 21(2): 193–206.
- Ezquerro, F.; Simón, A.; Prado, M.; Pérez, A. 2004. Combination of finite element modeling and optimization for the study of lumbar spine biomechanics considering the 3D thorax-pelvis orientation, *Medical Engineering & Physics* 26(1): 11–22.

- Fan, R.; Gong, H.; Qiu, S.; Zhang, X.; Fang, J.; Zhu, D. 2015. Effects of resting modes on human lumbar spines with different levels of degenerated intervertebral discs: a finite element investigation, *BMC Musculoskeletal Disorders* 16(221): 1–15.
- Farajpour, H.; Jamshidi, N. 2017. Effects of Different Angles of the Traction Table on Lumbar Spine Ligaments: A Finite Element Study, *Clinics in Orthopedic Surgery* 9(4): 480–488.
- Finley, S. M.; Brodke, D. S.; Spina, N. T.; DeDen, C. A.; Ellis, B. J. 2018. FEBio finite element models of the human lumbar spine, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 21(6): 444–452.
- Fouré, A.; Cornu, C.; Nordez, A. 2012. Is tendon stiffness correlated to the dissipation coefficient?, *Physiological Measurement* 33(1): N1–N9.
- Fouré, A.; Nordez, A.; Cornu, C. 2013. Effects of eccentric training on mechanical properties of the plantar flexor muscle-tendon complex, *Journal of applied physiology* 114(5): 523–537.
- Fujiwara, A.; Lim, T. H.; An, H. S.; Tanaka, N.; Jeon, C. H.; Andersson, G. B.; Houghton, V. M. 2000. The effect of disc degeneration and facet joint osteoarthritis on the segmental flexibility of the lumbar spine, *Spine* 25(23): 3036–3044.
- Fujiwara, A.; Tamai, K.; An, H. S.; Kurihashi, A.; Lim, T. H.; Yoshida, H.; Saotome, K. 2000. The relationship between disc degeneration, facet joint osteoarthritis, and stability of the degenerative lumbar spine, *Journal of Spinal Disorders* 13(5): 444–450.
- Galbusera, F.; Schmidt, H.; Neidlinger-Wilke, C.; Gottschalk, A.; Wilke, H. J. 2011. The mechanical response of the lumbar spine to different combinations of disc degenerative changes investigated using randomized poroelastic finite element models, *European Spine Journal* 20(4): 563–571.
- Gao, Z.; Gibson, I.; Ding, C.; Wang, Junze; Wang, Jiehua 2015. Virtual Lumbar Spine of Multi-Body Model Based on Simbody, *Procedia Technology* 20: 26–31.
- Garges, K. J.; Nourbakhsh, A.; Morris, R.; Yang, J.; Mody, M.; Patterson, R. 2008. A Comparison of the Torsional Stiffness of the Lumbar Spine in Flexion and Extension, *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 31(8): 563–569.
- Genant, H. K.; Wu, C. Y.; van Kuijk, C.; Nevitt, M. C. 1993. Vertebral fracture assessment using a semiquantitative technique, *Journal of Bone and Mineral Research* 8(9): 1137–1148.
- Ghadiri, M. 2014. Fracture Mechanics Analysis of Fourth Lumbar Vertebra in Method of Finite Element Analysis, *Int. J. Adv. Biol. Biom. Res* 2(7): 2217–2224.
- Gopinath, P. 2015. Lumbar segmental instability: Points to ponder, *Journal of Orthopaedics* 12(4): 165.
- Griffith, J. F.; Genant, H. K. 2008. Bone mass and architecture determination: state of the art, *Best Practice and Research: Clinical Endocrinology and Metabolism* 22(5): 737–764.

Gustafson, H. M.; Crompton, P. A.; Ferguson, S. J.; Helgason, B. 2017. Comparison of specimen-specific vertebral body finite element models with experimental digital image correlation measurements, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 65: 801–807.

Haddas, R.; Xu, M.; Lieberman, I.; Yang, J. 2018. Finite Element Analysis of Pre and Post Lumbar Fusion for Adult Degenerative Scoliosis Patients *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. Springer, Cham: 209–217.

Han, K. S.; Rohlmann, A.; Zander, T.; Taylor, W. R. 2013. Lumbar spinal loads vary with body height and weight, *Medical Engineering & Physics* 35(7): 969–977.

Helgason, B.; Perilli, E.; Schileo, E.; Taddei, F.; Brynjólfsson, S.; Viceconti, M. 2008. Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review, *Clinical Biomechanics* 23(2): 135–146.

Holdsworth, F. 1970. Fractures, dislocations, and fracture-dislocations of the spine, *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 52(8): 1534–1551.

Homminga, J.; Aquarius, R.; Bultink, V. E.; Jansen, C. T. J.; Verdonchot, N. 2012. Can vertebral density changes be explained by intervertebral disc degeneration?, *Medical Engineering & Physics* 34(4): 453–458.

Hulme, P. A.; Boyd, S. K.; Ferguson, S. J. 2007. Regional variation in vertebral bone morphology and its contribution to vertebral fracture strength, *Bone* 41(6): 946–957.

Hulme, P. A.; Ferguson, S. J.; Boyd, S. K. 2008. Determination of vertebral endplate deformation under load using micro-computed tomography, *Journal of Biomechanics* 41(1): 78–85.

Hutton, W. C.; Cyron, B. M.; Stott, J. R. 1979. The compressive strength of lumbar vertebrae, *Journal of anatomy* 129(4): 753–758.

Huynh, K. T.; Gao, Z.; Gibson, I.; Lu, W. F. 2010. Haptically integrated simulation of a finite element model of thoracolumbar spine combining offline biomechanical response analysis of intervertebral discs, *CAD Computer Aided Design* 42(12): 1151–1166.

Ibarz, E.; Herrera, A.; Más, Y.; Rodríguez-vela, J.; Cegoñino, J.; Puértolas, S.; Gracia, L. 2013. Development and Kinematic Verification of a Finite Element Model for the Lumbar Spine: Application to Disc Degeneration, *BioMed Research International* 2013: 1–18.

Ibarz, E.; Más, Y.; Mateo, J.; Lobo-Escolar, A.; Herrera, A.; Gracia, L. 2013. Instability of the lumbar spine due to disc degeneration. A finite element simulation, *Advances in Bioscience and Biotechnology* 04(2013): 548–556.

Imai, K. 2015. Analysis of vertebral bone strength, fracture pattern, and fracture location: a validation study using a computed tomography-based nonlinear finite element analysis, *Aging and disease* 6(3): 180–7.

Imai, K.; Ohnishi, I.; Yamamoto, S.; Nakamura, K. 2008. In Vivo Assessment of Lumbar Vertebral Strength in Elderly Women Using Computed Tomography-Based Nonlinear Finite Element Model, *Spine* 33(1): 27–32.

- Imai, K.; Ohnishi, I.; Bessho, M.; Nakamura, K. 2006. Nonlinear Finite Element Model Predicts Vertebral Bone Strength and Fracture Site, *Spine* 31(16): 1789–1794.
- Ionovici, N.; Negru, M.; Grecu, D.; Vasilescu, M.; Mogoantă, L.; Bold, A.; Trăistaru, R. 2009. Hypothesis of microfractures by buckling theory of bone's trabeculas from vertebral bodies affected by osteoporosis, *Romanian Journal of Morphology and Embryology* 50(1): 79–84.
- Jackman, T. M.; DelMonaco, A. M.; Morgan, E. F. 2016. Accuracy of finite element analyses of CT scans in predictions of vertebral failure patterns under axial compression and anterior flexion, *Journal of Biomechanics* 49(2): 267–75.
- Jacobs, N. T.; Cortes, D. H.; Peloquin, J. M.; Vresilovic, E. J.; Elliott, D. M. 2014. Validation and application of an intervertebral disc finite element model utilizing independently constructed tissue-level constitutive formulations that are nonlinear, anisotropic, and time-dependent, *Journal of Biomechanics* 47(11): 2540–2546.
- Jaremko, J. L. et al. 2015. Common normal variants of pediatric vertebral development that mimic fractures: a pictorial review from a national longitudinal bone health study, *Pediatric Radiology* 45(4): 593–605.
- Jebaseelan, D. D.; Jebaraj, C.; Yoganandan, N.; Rajasekaran, S.; Yerramshetty, J. 2014. Biomechanical responses due to discitis infection of a juvenile thoracolumbar spine using finite element modeling, *Medical Engineering & Physics* 36(7): 938–943.
- Johansen, J. G.; Nork, M.; Grand, F. 1999. Torsional instability of the lumbar spine, *Rivista di Neuroradiologia* 12(SUPPL. 2): 193–195.
- Johansson, H.; Odén, A.; McCloskey, E. V.; Kanis, J. A. 2014. Mild morphometric vertebral fractures predict vertebral fractures but not non-vertebral fractures, *Osteoporosis International* 25(1): 235–241.
- Jones, A. C.; Wilcox, R. K. 2007. Assessment of Factors Influencing Finite Element Vertebral Model Predictions, *Journal of Biomechanical Engineering* 129(6): 898–903.
- Jones, A. C.; Wilcox, R. K. 2008. Finite element analysis of the spine: Towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis, *Medical Engineering & Physics* 30(10): 1287–1304.
- Jovanović, J. D.; Jovanović, M. L. 2010. Finite element modeling of the vertebra with geometry and material properties retrieved from CT-Scan Data, *Mechanical Engineering* 8(1): 19–26.
- Kamal, Z.; Rouhi, G. 2016. A parametric investigation of the effects of cervical disc prostheses with upward and downward nuclei on spine biomechanics, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 16(07): 1–14.
- Kanis, J. A.; McCloskey, E. V.; Johansson, H.; Oden, A.; Melton, L.J.; Khaltayev, N. 2008. A reference standard for the description of osteoporosis, *Bone* 42(3): 467–475.
- Kanis, J. A.; Cooper, C.; Rizzoli, R.; Reginster, J. Y. 2019. Correction to: European guidance for the diagnosis and management of osteoporosis in postmenopausal women, *Osteoporosis International* 30(1): 3–44.

Kapoor, C. S.; Mehta, A. K.; Golwala, P. P.; Merh, A. A.; Jhaveri D A Assistant, M. R. 2017. A Study of Traumatic Dorsal and Lumbar Vertebral Injuries with Neurological Deficit, *Apollo Medicine* 14(1): 42–48.

Kiefer, A.; Shirazi-Adl, A.; Parnianpour, M. 1997. Stability of the human spine in neutral postures, *European Spine Journal* 6(1): 45–53.

Kiliukevičius, A.; Griškevicius, J.; Tamošauskas, P.; Morkūnienė, V.; Višinskienė, D. 2011. Physiological factors in the stability of body posture, *Journal of Vibroengineering* 13(4): 850–855.

Kim, B. G.; Dan, J. M.; Shin, D. E. 2015. Treatment of thoracolumbar fracture, *Asian spine journal* 9(1): 133–46.

Kim, H. J.; Kang, K. T.; Chang, B. S.; Lee, C. K.; Kim, J. W.; Yeom, J. S. 2014. Biomechanical analysis of fusion segment rigidity upon stress at both the fusion and adjacent segments -A comparison between unilateral and bilateral pedicle screw fixation, *Yonsei Medical Journal* 55(5): 1386–1394.

Kim, Y. H.; Wu, M.; Kim, K. 2013. Stress Analysis of Osteoporotic Lumbar Vertebra Using Finite Element Model with Microscaled Beam-Shell Trabecular-Cortical Structure, *Journal of Applied Mathematics* 2013(5): 1–6.

Kinzl, M.; Schwiedrzik, J.; Zysset, P. K.; Pahr, D. H. 2013. An experimentally validated finite element method for augmented vertebral bodies, *Clinical Biomechanics* 28(1): 15–22.

Kirkaldy-Willis, W. H.; Farfan, H. F. 1982. Instability of the Lumbar Spine, *Clinical Orthopaedics and Related Research* 165: 110–123.

Knudson, D. 2013. *Fundamentals of Biomechanics*. Springer Science & Business Media.

Kopperdahl, D. L.; Morgan, E. F.; Keaveny, T. M. 2002. Quantitative computed tomography estimates of the mechanical properties of human vertebral trabecular bone, *Journal of Orthopaedic Research* 20(4): 801–805.

Kuo, C. S.; Hu, H. T.; Lin, R. M.; Huang, K. Y.; Lin, P. C.; Zhong, Z. C.; Hsieh, M. L. 2010. Biomechanical analysis of the lumbar spine on facet joint force and intradiscal pressure - a finite element study, *BMC Musculoskeletal Disorders* 11(151): 1–13.

Lalonde, N. et al. 2013. Method to Geometrically Personalize a Detailed Finite-Element Model of the Spine, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 60(7): 2014–2021.

Lan, C.; Kuo, C.; Chen, C.; Hu, H. 2013. Finite element analysis of biomechanical behavior of whole thoraco-lumbar spine with ligamentous effect, *The Changhua Journal of Medicine* 2013(11): 26–41.

Lee, K. K.; Teo, E. C. 2004. Effects of laminectomy and facetectomy on the stability of the lumbar motion segment, *Medical Engineering & Physics* 26(3): 183–192.

Lewis, G.; Xu, J.; Xu, J. 2007. Rapid and reliable biomechanical screening of injectable bone cements for autonomous augmentation of osteoporotic vertebral bodies: appropriate values of elastic constants for finite element models, *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials* 82(2): 408–17.

Liang, D.; Ye, L. Q.; Jiang, X. B.; Yang, P.; Zhou, G. Q.; Yao, Z. S.; Zhang, S. C.; Yang, Z. D. 2015. Biomechanical effects of cement distribution in the fractured area on osteoporotic vertebral compression fractures: a three-dimensional finite element analysis, *Journal of Surgical Research* 195(1): 246–256.

Liebschner, M. A. K.; Kopperdahl, D. L.; Rosenberg, W. S.; Keaveny, T. M. 2003. Finite Element Modeling of the Human Thoracolumbar Spine, *Spine* 28(6): 559–565.

Liu, J. M.; Zhang, Y.; Zhou, Y.; Chen, X. Y.; Huang, S. H.; Hua, Z. K.; Liu, Z. L. 2017. The effect of screw tunnels on the biomechanical stability of vertebral body after pedicle screws removal: a finite element analysis, *International Orthopaedics* 41(6): 1183–1187.

Łodygowski, T.; Kakol, W.; Wierszycki, M.; Ogurkowska, B. M.; Vol, B. 2005. Three-dimensional nonlinear finite element model of the human lumbar spine segment, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 7(2): 17–28.

López, E.; Ibarz, E.; Herrera, A.; Puértolas, S.; Gabarre, S.; Más, Y.; Mateo, J.; Gil-Albarova, J.; Gracia, L. 2016. A predictive mechanical model for evaluating vertebral fracture probability in lumbar spine under different osteoporotic drug therapies, *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 131: 37–50.

López, E.; Ibarz, E.; Herrera, A.; Mateo, J.; Lobo-escolar, A.; Puértolas, S.; Gracia, L. 2014. Probability of Osteoporotic Vertebral Fractures Assessment Based on DXA Measurements and Finite Element Simulation, *Advances in Bioscience and Biotechnology* 5(6): 527–545.

Loughenbury, P. R.; Tsirikos, A. I.; Gummerson, N. W. 2016. Spinal biomechanics - biomechanical considerations of spinal stability in the context of spinal injury, *Orthopaedics and Trauma* 30(5): 369–377.

Lu, Y.; Rosenau, E.; Paetzold, H.; Klein, A.; Püschel, K.; Morlock, M. M.; Huber, G. 2013. Strain changes on the cortical shell of vertebral bodies due to spine ageing: A parametric study using a finite element model evaluated by strain measurements, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 227(12): 1265–1274.

Madenci, E.; Guven, I. 2015. Fundamentals of Discretization *The Finite Element Method and Applications in Engineering Using ANSYS®*. , Boston, MA: Springer US: 35–74.

Malandrino, A.; Jackson, A. R.; Huyghe, J. M.; Noailly, J. 2015. Poroelastic modeling of the intervertebral disc: A path toward integrated studies of tissue biophysics and organ degeneration, *MRS Bulletin* 40(04): 324–332.

Malandrino, A.; Noailly, J.; Lacroix, D. 2013. Regional annulus fibre orientations used as a tool for the calibration of lumbar intervertebral disc finite element models, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 6(9): 923–928.

Maquer, G.; Brandejsky, V.; Benneker, L. M.; Watanabe, A.; Vermathen, P.; Zysset, P. K. 2014. Human intervertebral disc stiffness correlates better with the Otsu threshold computed from axial T 2 map of its posterior annulus fibrosus than with clinical classifications, *Medical Engineering & Physics* 36(2): 219–225.

Maquer, G.; Schwiedrzik, J.; Zysset, P. K. 2014. Embedding of human vertebral bodies leads to higher ultimate load and altered damage localisation under axial compression, *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 17(12): 1311–1322.

Matsuura, Maiko; Eckstein, Felix; Lochmüller, E. M.; Zysset, Philippe K; Matsuura, M; Eckstein, F; Zysset, P. K 2008. The role of fabric in the quasi-static compressive mechanical properties of human trabecular bone from various anatomical locations, *Biomechan Model Mechanobiol* 7(1): 27–42.

Matsuura, Y.; Giambini, H.; Ogawa, Y.; Fang, Z.; Thoreson, A. R.; Yaszemski, M. J.; Lu, L.; An, K. N. 2014. Specimen-specific nonlinear finite element modeling to predict vertebrae fracture loads after vertebroplasty, *Spine* 39(22): E1291–E1296.

Mazlan, M. H.; Todo, M.; Yonezawa, I.; Takano, H. 2017. Biomechanical Alteration of Stress and Strain Distribution Associated with Vertebral Fracture, *Journal of Mechanical Engineering* 2(2): 123–133.

Mazlan, M. H.; Todo, M.; Takano, H.; Yonezawa, I. 2014. Finite Element Analysis of Osteoporotic Vertebrae with First Lumbar (L1) Vertebral Compression Fracture, *International Journal of Applied Physics and Mathematics* 4(4): 267–274.

McDonald, K.; Little, J.; Pearcy, M.; Adam, C. 2010. Development of a multi-scale finite element model of the osteoporotic lumbar vertebral body for the investigation of apparent level vertebra mechanics and micro-level trabecular mechanics. K., *Medical Engineering & Physics* 32(6): 653–661.

McDonald, K.; Pearcy, M. J.; Adam, C. J. 2007. The effect of trabecular micro-architecture on vertebra biomechanics: a finite element investigation C. A. Brebbia, sud. *Modelling in Medicine and Biology VII*. WIT Press: 103–112.

Medtronic Sofamor Danek 2005. Lumbar Laminectomy and Discectomy, *Michelson Technology at Work*: 31–40.

Meijer, G. J. M.; Homminga, J.; Veldhuizen, A. G.; Verkerke, G.J. 2011. Influence of Interpersonal Geometrical Variation on Spinal Motion Segment Stiffness, *Spine* 36(14): E929–E935.

Melton, L. J. et al. 2007. Structural Determinants of Vertebral Fracture Risk, *Journal of Bone and Mineral Research* 22(12): 1885–1892.

Mizrahi, J.; Silva, M. J.; Keaveny, T. M.; Edwards, W. T.; Hayes, W. C. 1993. Finite-element Stress Analysis of the Normal and Osteoporotic Lumbar Vertebral Body, *Spine* 18(14): 2088–2096.

Mokhtarzadeh, H.; Farahmand, F.; Shirazi-ADL, A.; Arjmand, N.; Malekipour, F.; Parianpour, M. 2012. The Effects of Intra-Abdominal Pressure on the Stability and Unloading of the Spine, *J. of Mechanics in Medicine and Biology* 12(1250014): 1–21.

- Momeni Shahraki, N.; Fatemi, A.; Goel, V. K.; Agarwal, A. 2015. On the use of biaxial properties in modeling annulus as a Holzapfel–Gasser–Ogden material, *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 3(69): 1–9.
- Monteiro, N. M. B.; da Silva, M. P. T.; Folgado, J. O. M. G.; Melancia, J. P. L. 2011. Structural analysis of the intervertebral discs adjacent to an interbody fusion using multibody dynamics and finite element cosimulation, *Multibody System Dynamics* 25(2): 245–270.
- Moramarco, V.; Pérez del Palomar, A.; Pappalettere, C.; Doblaré, M. 2010. An accurate validation of a computational model of a human lumbosacral segment, *Journal of Biomechanics* 43(2): 334–342.
- Mosekilde, Li; Mosekilde, Le; Danielsen, C.C.; Mosekilde, Lis 1987. Biomechanical Competence of Vertebral Trabecular Bone in Relation to Ash Density and Age in Normal Individuals, *Bone* 8(2): 79–85.
- Naserkhaki, S.; Jaremko, J. L.; Adeeb, S.; El-Rich, M. 2016. On the load-sharing along the ligamentous lumbosacral spine in flexed and extended postures: Finite element study, *Journal of Biomechanics* 49(6): 974–982.
- Ng, H.; Teo, E.; Lee, V. 2004. Statistical factorial analysis on the material property sensitivity of the mechanical responses of the C4–C6 under compression, anterior and posterior shear, *Journal of Biomechanics* 37(5): 771–777.
- Niemeyer, F.; Wilke, H. J.; Schmidt, H. 2012. Geometry strongly influences the response of numerical models of the lumbar spine—A probabilistic finite element analysis, *Journal of Biomechanics* 45(8): 1414–1423.
- Ochia, R. S.; Tencer, A. F.; Ching, R. P. 2003. Effect of loading rate on endplate and vertebral body strength in human lumbar vertebrae, *Journal of Biomechanics* 36(12): 1875–1881.
- Okamoto, Y.; Murakami, H.; Demura, S.; Kato, S.; Yoshioka, K.; Hayashi, H.; Sakamoto, J.; Kawahara, N.; Tsuchiya, H. 2015. The effect of kyphotic deformity because of vertebral fracture: a finite element analysis of a 10° and 20° wedge-shaped vertebral fracture model, *The Spine Journal* 15(4): 713–720.
- Orne, D.; Liu, Y. K. 1971. A mathematical model of spinal response to impact, *Journal of Biomechanics* 4(1): 49–71.
- Ortiz, A. O.; Bordia, R. 2011. Injury to the vertebral endplate-disk complex associated with osteoporotic vertebral compression fractures, *American Journal of Neuroradiology* 32(1): 115–120.
- Osterhoff, G.; Morgan, E. F.; Shefelbine, S. J.; Karim, L.; McNamara, L. M. 2016. Bone mechanical properties and changes with osteoporosis, *Injury* 47(S2): S11–S20.
- Ouaaid, Z. El; Shirazi-Adl, A.; Plamondon, A. 2016. Effects of variation in external pulling force magnitude, elevation, and orientation on trunk muscle forces, spinal loads and stability, *Journal of Biomechanics* 49(6): 946–952.

- Panjabi, M. M. 2003. Clinical spinal instability and low back pain, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13: 371–379.
- Panjabi, M. M.; Krag, M. H.; White, A. A.; Southwick, W. O. 1977. Effects of preload on load displacement curves of the lumbar spine., *The Orthopedic clinics of North America* 8(1): 181–92.
- Panjabi, M. M.; Brand, R. A.; White, A. A. 1976. Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine, *Journal of Biomechanics* 9(4): 185–192.
- Panzer, M. B.; Cronin, D. S. 2009. C4–C5 segment finite element model development, validation, and load-sharing investigation, *Journal of Biomechanics* 42(4): 480–490.
- Patwardhan, R. V.; Hadley, M. N. 2001. History of surgery for ruptured disk, *Neurosurgery clinics of North America* 12(1): 173–179.
- Payne, P. R. 1962. The dynamics of human restraint systems *Impact Acceleration Stress*. 195–257.
- Perilli, E.; Parkinson, I. H.; Truong, L. H.; Chong, K. C.; Fazzalari, N. L.; Osti, O. L. 2015. Modic (endplate) changes in the lumbar spine: bone micro-architecture and remodelling, *European Spine Journal* 24(9): 1926–1934.
- Van der Plaats, A.; Veldhuizen, A. G.; Verkerke, G. J. 2007. Numerical Simulation of Asymmetrically Altered Growth as Initiation Mechanism of Scoliosis, *Annals of Biomedical Engineering* 35(7): 1206–1215.
- Polikeit, A.; Nolte, L. P.; Ferguson, S. J. 2004. Simulated influence of osteoporosis and disc degeneration on the load transfer in a lumbar functional spinal unit, *Journal of Biomechanics* 37(7): 1061–1069.
- Provatidis, C.; Vossou, C.; Petropoulou, E.; Balanika, A.; Lyritis, G. 2009. A finite element analysis of a T12 vertebra in two consecutive examinations to evaluate the progress of osteoporosis, *Medical Engineering & Physics* 31(6): 632–641.
- Qasim, M.; Natarajan, R. N.; An, H. S.; Andersson, G. B. J. 2014. Damage accumulation location under cyclic loading in the lumbar disc shifts from inner annulus lamellae to peripheral annulus with increasing disc degeneration, *Journal of Biomechanics* 47(1): 24–31.
- Renner, S. M.; Natarajan, R. N.; Patwardhan, A. G.; Havey, R. M.; Voronov, L. I.; Guo, B. Y.; Andersson, G. B. J.; An, H. S. 2007. Novel model to analyze the effect of a large compressive follower pre-load on range of motions in a lumbar spine, *Journal of Biomechanics* 40(6): 1326–1332.
- Ruff, S. 1950. Brief Acceleration: Less than One Second, *German Aviation Medicine* 1(VI–C): 584–598.
- Sairyo, K. et al. 2006. Three dimensional finite element analysis of the pediatric lumbar spine. Part II: biomechanical change as the initiating factor for pediatric isthmic spondylolisthesis at the growth plate, *European Spine Journal* 15(6): 930–935.

Sandino, C.; McErlain, D. D.; Schipilow, J.; Boyd, S. K. 2017. Mechanical stimuli of trabecular bone in osteoporosis: A numerical simulation by finite element analysis of microarchitecture, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 66: 19–27.

Sato, T.; Yonezawa, I.; Todo, M.; Takano, H.; Kaneko, K. 2017. Use of Nonlinear Finite Element Analysis of Bone Density to Investigate the Biomechanical Effect in the Bone around Intervertebral Cages in Posterior Lumbar Interbody Fusion, *Journal of Biomedical Science and Engineering* 10(10): 445–455.

Schmidt, H.; Galbusera, F.; Rohlmann, A.; Shirazi-Adl, A. 2013. What have we learned from finite element model studies of lumbar intervertebral discs in the past four decades?, *Journal of Biomechanics* 46(14): 2342–2355.

Schultz, A.B.; Galante, J.O. 1970. A mathematical model for the study of the mechanics of the human vertebral column, *Journal of Biomechanics* 3(4): 405–416.

Sharmazanov, Y. P.; Miahkov, S. A.; Rybak, I. R. 2015. MRI Morphometry of Vertebral Bodies and Intervertebral Discs of the Lumbar Spine in Patients with Bone Mineral Density Disorders, *Pain. Joints. Spine* 2(18): 71–77.

Shi, L.; Wang, D.; Driscoll, M.; Villemure, I.; Chu, W. C.; Cheng, J. C.; Aubin, C. E. 2011. Biomechanical analysis and modeling of different vertebral growth patterns in adolescent idiopathic scoliosis and healthy subjects, *Scoliosis* 6(11): 1–8.

Shirazi-Adl, A. 2006. Analysis of large compression loads on lumbar spine in flexion and in torsion using a novel wrapping element, *Journal of Biomechanics* 39(2): 267–275.

Singh, A.; Dutta, M. K.; Jennane, R.; Lespessailles, E. 2017. Classification of the trabecular bone structure of osteoporotic patients using machine vision, *Computers in Biology and Medicine* 91(2017): 148–158.

Soechting, J. F.; Paslay, P. R. 1973. A model for the human spine during impact including musculature influence, *Journal of Biomechanics* 6(2): 195–203.

Standring, S. 2015. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice. Churchill Livingstone, 1576 p.

Stemper, B. D.; Pintar, F. A.; Baisden, J. L. 2015. Lumbar spine injury biomechanics *Accidental Injury: Biomechanics and Prevention*. 451–470.

Stolworthy, D. K.; Zirbel, S. A.; Howell, L. L.; Samuels, M.; Bowden, A. E. 2014. Characterization and prediction of rate-dependent flexibility in lumbar spine biomechanics at room and body temperature, *Spine Journal* 14(5): 789–798.

Su, X.; Shen, H.; Shi, W.; Yang, H.; Lv, F.; Lin, J. 2017. Dynamic characteristics of osteoporotic lumbar spine under vertical vibration after cement augmentation., *American journal of translational research* 9(9): 4036–4045.

Takano, H.; Yonezawa, I.; Todo, M.; Mazlan, M. H.; Sato, T.; Kaneko, K. 2017. Biomechanical Study of Vertebral Compression Fracture Using Finite Element Analysis, *Journal of Applied Mathematics and Physics* 5(4): 953–965.

- Tawara, D.; Sakamoto, J.; Murakami, H.; Kawahara, N.; Oda, J.; Tomita, K. 2010. Mechanical evaluation by patient-specific finite element analyses demonstrates therapeutic effects for osteoporotic vertebrae, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 3(1): 31–40.
- Teichtahl, A. J.; Urquhart, D. M.; Wang, Y.; Wluka, A. E.; Heritier, S.; Cicuttini, F. M. 2015. A Dose–response relationship between severity of disc degeneration and intervertebral disc height in the lumbosacral spine, *Arthritis Research & Therapy* 17(297): 1–6.
- Teichtahl, A. J.; Finnin, M. A.; Wang, Y.; Wluka, A. E.; Urquhart, D. M.; O’Sullivan, R.; Jones, G.; Cicuttini, F. M. 2017. The natural history of Modic changes in a community-based cohort, *Joint Bone Spine* 84(2): 197–202.
- Teo, E. C.; Lee, K. K.; Ng, H. W.; Qiu, T. X.; Yang, K. 2003. Determination of load transmission and contact force at facet joints of L2-L3 motion segment using FE method, *Journal Of Musculoskeletal Research* 7(2): 97–109.
- Toumanidou, T.; Noailly, J. 2015. Musculoskeletal Modeling of the Lumbar Spine to Explore Functional Interactions between Back Muscle Loads and Intervertebral Disk Multiphysics, *Frontiers in bioengineering and biotechnology* 3(111): 1–13.
- Tregoubov, V. P. 1999. Model investigation of the role multi-joint muscles in vertebral column mechanics, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 1(1): 11–21.
- Tsouknidas, A.; Maliaris, G.; Savvakis, S.; Michailidis, N. 2015. Anisotropic post-yield response of cancellous bone simulated by stress-strain curves of bulk equivalent structures, *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 18(8): 839–846.
- Tsouknidas, A.; Sarigiannidis, S. O.; Anagnostidis, K.; Michailidis, N.; Ahuja, S. 2015. Assessment of stress patterns on a spinal motion segment in healthy versus osteoporotic bony models with or without disc degeneration: A finite element analysis, *Spine Journal* 15(3): 17S–22S.
- Velychko, V. I.; Kolotvyna, L. I.; Said, O. V.; Postolenko, M. O.; Korolyova, L. A. 2014. Current Issues of Osteoporosis in Women Patients in Family Practice, *Journal of Education, Health and Sport formerly Journal of Health Sciences* 4(10): 315–321.
- Vergoesen, P. P. A.; Kingma, I.; Emanuel, K. S.; Hoogendoorn, R. J. W.; Welting, T. J.; van Royen, B. J.; van Dieën, J. H.; Smit, T. H. 2015. Mechanics and biology in intervertebral disc degeneration: A vicious circle, *Osteoarthritis and Cartilage* 23(7): 1057–1070.
- Vernerey, F. J.; Moran, B. 2010. Nonlinear, Large Deformation Finite-Element Beam/Column Formulation for the Study of the Human Spine: Investigation of the Role of Muscle on Spine Stability, *Journal of Engineering Mechanics* 136(11): 1319–1328.
- Wade, K. R.; Schollum, M. L.; Robertson, P. A.; Thambyah, A.; Broom, N.D. 2017. A more realistic disc herniation model incorporating compression, flexion and facet-constrained shear: a mechanical and microstructural analysis. Part I: Low rate loading, *European Spine Journal* 26(10): 2616–2628.

Wáng, J. Q.; Káplár, Z.; Deng, M.; Griffith, J. F.; Leung, J. C. S.; Kwok, A. W. L.; Kwok, T.; Leung, P. C.; Wáng, Y. X. J. 2018. Thoracolumbar Intervertebral Disc Area Morphometry in Elderly Chinese Men and Women, *Spine* 43(10): E607–E614.

Wang, S.; Man Park, W.; Gadikota, H. R.; Miao, J.; Hyuk Kim, Y.; Wood, K. B.; Li, G. 2013. A combined numerical and experimental technique for estimation of the forces and moments in the lumbar intervertebral disc, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 16(12): 1278–1286.

Wang, S.; Wang, L.; Wang, Y.; Du, C.; Zhang, M.; Fan, Y. 2017. Biomechanical analysis of combining head-down tilt traction with vibration for different grades of degeneration of the lumbar spine, *Medical engineering & physics* 39: 83–93.

Wang, W.; Baran, G. R.; Garg, H.; Betz, R. R.; Moumene, M.; Cahill, P. J. 2014. The Benefits of Cement Augmentation of Pedicle Screw Fixation Are Increased in Osteoporotic Bone: A Finite Element Analysis, *Spine Deformity* 2(4): 248–259.

Wáng, Y. X. J.; Santiago, F. R.; Deng, M.; Nogueira-Barbosa, M. H. 2017. Identifying osteoporotic vertebral endplate and cortex fractures, *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery* 7(5): 555.

Whealan, K. M.; Kwak, S. D.; Tedrow, J. R.; Inoue, K.; Snyder, B. D. 2000. Noninvasive imaging predicts failure load of the spine with simulated osteolytic defects, *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 82(9): 1240–1251.

White, A. A.; Panjabi, M. M. 1990. Clinical biomechanics of the spine. 2nd leid., Philadelphia: JB Lippincott, 752 p.

Xu, G.; Fu, X.; Du, C.; Ma, J.; Li, Z.; Ma, X. 2014. Biomechanical effects of vertebroplasty on thoracolumbar burst fracture with transpedicular fixation: A finite element model analysis, *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 100(4): 379–383.

Yang, P. et al. 2016. Pedicle screw fixation with kyphoplasty decreases the fracture risk of the treated and adjacent non-treated vertebral bodies: a finite element analysis, *Journal of Huazhong University of Science and Technology [Medical Sciences]* 36(6): 887–894.

Zahaf, S.; Habib, H.; Mansouri, B.; Belarbi, A.; Azari, Z. 2016. The Effect of the Eccentric Loading on the Components of the Spine Global Journal of Researches in Engineering: A Mechanical and Mechanics Engineering The Effect of the Eccentric Loading on the Components of the Spine, *Global Journals Inc* 16(4): 2249–4596.

Zavadskas, V.; Raitelaitytė, V.; Valentukevičius, L. 2016. *Sveikas Žmogus*. https://www.sveikaszmogus.lt/gyvenimo_budas-7128.

Zebaze, R. M.; Ghasem-Zadeh, A.; Bohte, A.; Iuliano-Burns, S.; Mirams, M.; Price, R. I.; Mackie, E. J.; Seeman, E. 2010. Intracortical remodelling and porosity in the distal radius and post-mortem femurs of women: a cross-sectional study, *The Lancet* 375(9727): 1729–1736.

Zhang, F.; Zhang, K.; Tian, H. J.; Wu, A. M.; Cheng, X. F.; Zhou, T. J.; Zhao, J. 2018. Correlation between lumbar intervertebral disc height and lumbar spine sagittal alignment among asymptomatic Asian young adults, *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* 13(1): 13–34.

Zhao, W. Z.; Su, J.; Chen, B. Z.; Sun, X. G.; Li, B.; Zhang, L. 2013. The Application of Contact Theory in Finite Element Model of Human L1-L5 Lumbar Segments, *Applied Mechanics and Materials* 330: 712–718.

Zhong, R.; Wei, F.; Wang, L.; Cui, S.; Chen, N.; Liu, S.; Zou, X. 2016. The effects of intervertebral disc degeneration combined with osteoporosis on vascularization and microarchitecture of the endplate in rhesus monkeys, *European Spine Journal* 25(9): 2705–2715.

Zhu, R.; Niu, W.-X.; Zeng, Z. L.; Tong, J. H.; Zhen, Z. W.; Zhou, S.; Yu, Y.; Cheng, L. M. 2017. The effects of muscle weakness on degenerative spondylolisthesis: A finite element study, *Clinical Biomechanics* 41(2017): 34–38.

Autorės mokslinių publikacijų disertacijos tema sąrašas

Publikacijos recenzuojamuose mokslo žurnaluose

Chabarova, O.; Alekna, V.; Kačianauskas, R.; Ardatov, O.; 2017. Finite element investigation osteoporotic lumbar L1 vertebra buckling in a presence of torsional load, *Mechanics* 23, 326–333. doi: 10.5755/j01.mech.23.3.18476 (Clarivate Analytics Web of Science).

Maknickas, A.; Alekna, V.; Ardatov, O.; Chabarova, O.; Zabulionis, D.; Tamulaitienė, M., Kačianauskas, R. 2019. FEM-Based Compression Fracture Risk Assessment in Osteoporotic Lumbar Vertebra L1, *Appl. Sci.* 9(15): 1–22. doi: 10.3390/app9153013 (Clarivate Analytics Web of Science).

Chabarova, O.; Kačianauskas, R.; Alekna, V. 2020. Effect of vertebral degeneration on the instability of spine, *Lithuanian Journal of Physics* 60(2): 91–102. doi: 10.3952/physics.v60i2.4228 (Clarivate Analytics Web of Science).

Publikacijos kituose leidiniuose

Chabarova, O.; Kačianauskas, R.; Alekna, V. 2019. Buckling of Osteoporotic Lumbar: Finite Element Analysis, *Res. Med. Eng. Sci.* 8, 861–866. doi: 10.31031/RMES.2019.08.000683

Summary in English

Introduction

Formulation of the problem

The spine vertebrae undertake the main part of the compressive vertical load that acts on the body. The lumbar spine vertebrae undertake the biggest part of the vertical load that affects the human spine. Therefore, the deformations of the vertebrae of the lumbar spine under the vertical load have a big influence on the stability of the lumbar spine segment as well as on the bearing capacity of the distinct vertebrae of this segment.

From a medical point of view, harmful spinal pathology is one of the main health problems. Osteoporosis is one of the causes of the spinal pathology that spreads among peoples more and more widely.

Osteoporosis is a disease characterized by decreased bone density and micro, sometimes macro damages of the bone tissue, resulting in increased brittleness of bones. There are two forms of this disease: primary is typical for the elderly, and secondary is the bone tissue pathology caused by the various diseases.

Although osteoporosis affects the entire skeleton of the body, most osteoporotic fractures are associated with the spine vertebrae. In 2010, about 520 thousand cases of the compression fractures of the vertebrae were recorded in the European Union. According to experts from the World Health Organization, osteoporosis will cause approximately 4.5 million fractures by 2025, in 28% more than in 2010 (Kanis et al. 2019).

Due to the above – listed reasons, the excessive deformations of the vertebrae and instabilities of the lumbar spine are very actual problems in today's medicine. Prevailing existing methodologies for the diagnostics and prognosis of the pathologies and the excessive deformations of the human vertebrae are based on the analysis of the computer tomography images. However, these methodologies do not take into account the important factors affecting the stability of the spine, and these existing methodologies can be not enough accurate. Therefore, the numerical analysis of the human vertebrae and their segments by taking into account the reasons affecting the deformations of the vertebrae and the segments can be useful to select the most effective treatment method.

Relevance of the thesis

Advanced modern mechanical methods allow to model and analyse a broad range of materials, including also biological materials. Human bone tissue is a material with a complex internal structure whose characteristic feature is that mechanical properties depend on the biological processes that take place in the bone.

The prevention of osteoporotic changes is probably one of the most important problems. The usage of modern physical and computation technologies evidently can improve the understanding of the processes that occur in the bone tissue. It would contribute to solving the health problems of mankind.

One of the consequences of osteoporosis is the loss of stability of the lumbar spine segment. The relation between the anatomical parameters, pathology and the forms of loss of stability is still ongoing complex computational mechanics problem.

The developed methodology for the analysis of the mechanical behaviour of the human spine and their parts can improve the understanding of the main reasons entailing the instability of the spine and vertebrae that are affected by osteoporosis.

The object of research

The subject of this research is the analysis of the influence of the pathologies of the vertebra bone tissue on the stabilities of the lumbar spine fragment and the distinct vertebrae.

The aim of the thesis

The aim of this thesis is by using the finite element method to examine the influence of the pathologies of the vertebral bone tissue on the stabilities of the lumbar spine fragment and the distinct vertebra.

The tasks of the thesis

In order to achieve the aim of the thesis, the following tasks must be solved herein:

1. To formulate the finite element model to solve the stability problem of the spine section that takes into account the pathological changes in the vertebra bone tissue.
2. By using the prepared finite element model to examine the stability of the distinct vertebra of the lumbar spine segment when the vertebra is affected by the bone tissue pathology.
3. By using the prepared finite element model to examine the stability of the lumbar spine segment when the vertebrae are affected by the bone tissue pathology.

Research methodology

The stability of the human lumbar spine fragment is analysed by solving the nonlinear analysis problem with the finite element method. The numerical experiment is performed using FEM software ANSYS.

Scientific novelty of the thesis

The following novelties in the research of stability of the lumbar spine were presented to assess pathology in vertebral bone pathology:

1. The non-homogeneous two-phase finite element model is created to analyse the stability of a distinct vertebra and a spinal segment.
2. The deformations of thinning cortical bone and the debonding of cortical shell from trabecular tissue entail local instability of the vertebrae.
3. The deformations of the lumbar spine segment are investigated. It is shown that the pathologies of the bone tissue increase the shear strain that entails global instability.
4. The conducted investigations on the stability of the lumbar spine provide the medics with the information on the effect of the vertebra degradation on the clinical spine instability.

Practical value of the research findings

The analysis of the patient-specific pathology of the vertebral bone of the lumbar segment allows determining the influence of the alternating parameters of the vertebrae on the bearing capacity of the vertebrae and stability of the segment of the lumbar spine.

The developed numerical models are suitable to analyse the stress and strain state of the vertebrae subject to different forces. Also, the models can be applied to predict the compressive fracture of the vertebrae and their stability as well as to predict the manifestation of the clinical instability of the movable lumbar vertebra segment.

In medicine, to predict the vertebral fracture risk the fracture risk assessment tool FRAX (fracture-risk algorithm) is used. This tool is based only on the human physiological parameters such as age, sex, height, weight, etc., and physical parameters such as bone mineral density (BMD). The proposed modelling methodology could improve the exactness of the prognosis of the fracture risk probability of the vertebrae by conducting the clinical trials that are based on the results obtained by the proposed methodology. Also, the proposed methodology can be applied to improve the accuracy of the already existing fracture risk assessment tool FRAX that makes the results obtained by the proposed methodology even more practically valuable.

The defended statements

1. The instability of a vertebra occurs due to buckling of the cortical bone that is affected by thinning of the cortical bone and its debonding from the trabecular tissue.
2. The additional shear strains occurring due to pathology accelerate the loss of global stability of the shear mode.
3. It is determined that the force of the loss of stability of the lumbar spine segment affected by the osteoporotic pathology of the cortical bone can be less than the bearing capacity force based on the strength criteria.

Approval of the research findings

The main results of this thesis were published in 4 scientific papers: three articles in journals with impact factor indexed in *Clarivate Analytics Web of Science* database (Maknickas et al. 2019, Chabarova et al. 2017, Chabarova et al. 2020), one article in journal indexed in other international databases (Chabarova et al. 2019).

These results were presented at 2 conferences and 5 seminars in Lithuania and other countries:

- Seminar „Modelling of biomechanical systems“, held in Institute of Mechanics, VGTU (Lithuania) on December 17, 2015.
- XXIV Lithuanian computing mechanical association seminar „Interdisciplinary research in the physical and technological sciences“, held in VGTU (Lithuania) on April 20, 2016.
- Seminar „Biomechanical studies on instability of human vertebrae column“, held in Institute of Mechanics, Warsaw University of Technology (Poland) on April 21, 2017.
- 22nd International Conference “Mechanika-2017”, held in Birštonas (Lithuania) on May 19, 2017.
- 8th Conference of Young Scientists “Interdisciplinary Research in Physical and Technological Sciences”, held in Lithuanian Academy of Sciences (Lithuania) on February 8, 2018.

- XXVI Lithuanian computing mechanical association seminar „Interdisciplinary research in the physical and technological sciences”, held in VGTU (Lithuania) on April 12, 2018.
- XXVI Lithuanian computing mechanical association seminar „Interdisciplinary research in the physical and technological sciences”, held in VGTU (Lithuania) on April 11, 2019.

Structure of the dissertation

The dissertation consists of an introduction, four main chapters, general conclusions, references, a list of publications by the author on the topic of the dissertation and a summary in English. The volume of this thesis is 118 pages (without annexes), including 42 pictures, 4 tables and 24 numbered equations. A total of 197 references were used when writing the thesis.

1. Analysis of human spine biomechanical models and research methods

The key element of the human body is the spine, which provides the main support for mechanical behaviour of the body, allowing to keep its functionality during the entire life period. From a mechanical point of view, the spine may be considered as a column-like structure consisting of relatively stiffer structural bodies, i.e. vertebrae, connected by flexible intervertebral discs (IVD). Thereby, the most loaded spinal fragment is the lumbar spine, i.e. the spine fragment composed of L1–L5 vertebrae, which has to bear the essential part of the human's induced load compared to the other spinal parts (Dicko et al. 2015, Du et al. 2016, Su et al. 2017). Consequently, evaluation of the functionality of the spine requires knowledge about the mechanical behaviour of the specified particular vertebra, which could be considered by applying research methods used in mechanics of solids and structures.

The structure, especially flexible IVD, is very sensitive to deformation. Even small changes of the geometry of elements may lead to remarkable changes of column-like shape and, as a consequence, to the global instability. Several types of instability were observed, such as lumbar segmental instability (LSI) (Esmailiejah et al. 2018, Naserkhaki et al. 2016, Haddas et al. 2018), buckling of cortical shell (Wáng et al. 2017, Jaremko et al. 2015) or of trabeculae (Ionovici et al. 2009). Therefore making it possible to simulate the pathological conditions of lumbar segmental instability produced by various types of degeneration.

Stability criteria are characterized by threshold of values of deformed shape parameters. The biomechanical instability of the spine is related to change of spine specific geometric shape parameters like the spinal motion (Ionovici et al. 2009). Spinal motion is measured in degrees of range of motion, or ROM. Finite deformations of the spine geometry lead to redistribution of forces. Because of which intervertebral shear the axial load becomes eccentric forces appear. These effects increase the shearing of the vertebrae.

Change of shape is induced not only by short-term life loads, but also by long-term phenomena. With aging progressively increasing degradation of biological tissues affects all spinal units. Instability of the spine is an intensely controversial subject.

We are interested in changes related to osteoporotic degradation. Osteoporosis is characterised by an overall loss of bone tissue and is a systemic disorder of the skeleton, leading to an enhanced fracture risk.

Consequently, research on osteoporotic degradation is basically focused on evaluation of the change of mechanical properties in the vertebral bone tissue (Tsouknidas, Maliaris, et al. 2015). It was found, however, that macroscopic vertebral properties strongly correlate with bone density decrease. Therewith, bone mineral density (BMD) is probably the single directly measurable physical quantity.

Despite remarkable progress in evaluation of mechanical properties of lumbar bone tissue on smaller scales (Blanchard et al. 2016), understanding of osteoporotic changes and the contribution to functionality is still not satisfactory.

Recently, computational biomechanical modelling of the spine has been widely used and shown great promise in providing valuable information in treatment opportunities. The Finite Element Method (FEM) is one of the most commonly used and perspective modelling methods for the modelling of mechanical structures. It opened new opportunities for the modelling of the spine instability with the method of the finite element calculation (Kim et al. 2013).

The FE models applied to mechanical analysis of the spine range from submicron-scale assessment of vertebral bone to the analysis of the whole spine and surrounding structures. Some authors (Ionovici et al. 2009) suggest that the osteoporotic loss of vertebral stability are caused by cracks in the trabecular layer. After the resorption of transversal trabeculae only vertical trabeculae are maintained. Due to the lack of the transversal bonds the vertical trabeculae collapse and lose stability under the impact of the axial force. McDonald *et al.* (McDonald et al. 2007) examined the microstructural model of the vertebra of the lumbar region to investigate the microarchitectural changes effects of the osteoporotic trabecular bone on the vertebral instability. In the above mentioned studies, all authors looked into the influence of the trabecular bone changes for vertebral stability, which emerged from compression force. These studies did not analyze the impact of torsion and bending to the vertebral stability.

Evaluation of the fracture risk is traditionally described by strength criteria in terms of stress-related parameters. This direct evaluation is practically rather complicated. Therefore, strength criteria of fracture may be alternatively expressed in a simplified manner in terms of displacements. The change of vertebral height is used by gerontologists as a displacement – based measure of the state of fracture (Genant et al. 1993). Control of the deformation behaviour by deformation criteria allows to detect structure instability when the system undergoes large deformations. The purpose of this investigation is to extend the knowledge on the macroscopic deformation behaviour of the degenerated osteoporotic lumbar vertebrae by recovering geometric nonlinear deformation effects yielding instability of cortical shell. Consequently, osteoporotic imperfections may potentially produce increased fracture risks which are different than those captured by the most commonly used fracture criteria.

2. Stability problem and finite element model

A lumbar spine two-motion segments comprised by three L2–L4 vertebrae connected by IVD is considered (Fig. S2.1 a).

n

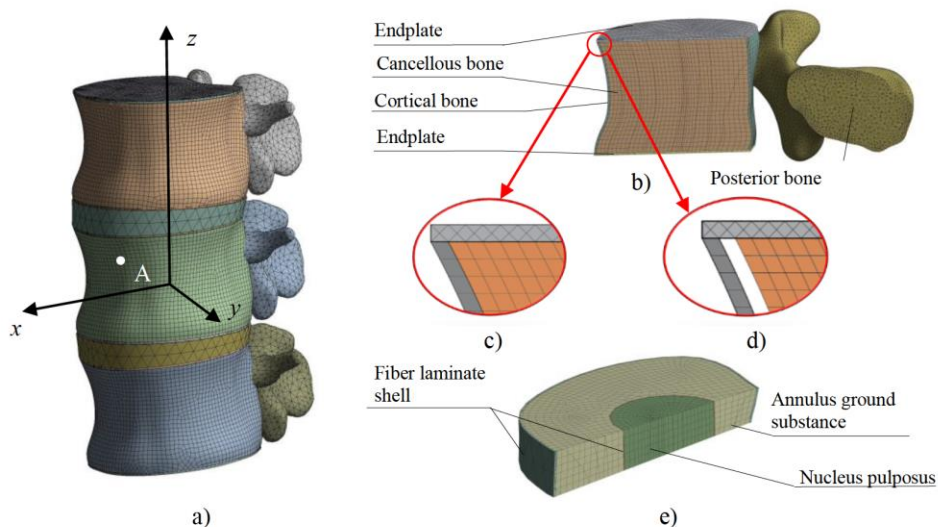


Fig. S2.1. View of the models: a) lumbar spine model of two spinal motion segment with L2–L4; b) L3 vertebra's cross-section finite elements model; c) bonded connection; d) unbonded connection with a gap; e) IVD cross section finite elements model

The model of the vertebral body consists of two main constituents – a cortical shell and a cancellous core. Posterior bony elements are added to reflect the stiffening of the vertebra's back part. Two bony endplates are added to closed a trabecular domain (Fig. S2.1 b).

From a mechanical point of view, essential properties of the vertebral body can be retained when regarding it in macroscopic scale as two-phase continuum. This two-phases – cortical shell and trabecular volume – model is mechanically reasonable and frequently explored in numerical modelling. The issue of the above subdivision is slightly hypothetical.

The internal geometry of the vertebral body is constructed to reflect both healthy state and osteoporotic degeneration. Degeneration degree is characterised by the reduction of the cortical bone thickness layer, dependent on the severity of osteoporosis.

Application of to phase model is especially advantageous in the case of osteoporotic degradation. The largest loss of absolute bone mass due to osteoporosis occurs in the bone interface layer between two phases (Fig. S2.1d). The appearance of a gap between the two phases may be considered as an imperfection of potential instability factors.

IVD is composed of a nucleus pulposus, annulus fibrosus, and annulus ground substance. Disc's model usually is separated between the nucleus, the annulus ground substance and annulus fibers (Fig. S2.1 e).

A characterisation of the mechanical state of lumbar vertebrae under osteoporotic degeneration of bone tissues will be considered by structural analysis, thereby applying the finite element method.

The cortical phase is modelled as an isotropic elastic continuum. The trabecular phase is modelled as an elastic orthotropic continuum. Thereby, the transverse elastic modulus is assumed to be the fraction of the longitudinal modulus. The posterior bony elements and endplates are described as linear elastic isotropic material.

A characterisation of the mechanical state of lumbar vertebrae under osteoporotic degeneration of bone tissues will be considered by structural analysis, thereby applying the finite element method.

Development of the FE model comprises mathematical description of the lumbar spine and generation FE assembly. The time-dependent state of the spine two-motion segment is obtained by formulating the nonlinear analysis problem. The behavior of the FE model is governed by kinematic boundary conditions.

Traditionally, buckling is considered as buckling of cortical shell characterized by elastic instability due to the critical out-of-plane deformation of a structure reached under action of axial (in-plane) load. Critical state is characterised by the value of critical load at (bifurcation point). In a presence of continuum regions the critical instability may be characterized as asymptotic limit state having unlimited deformation of continuum part.

In summary, the nonlinear loading-path-dependent equilibrium is characterised by a set of nonlinear algebraic equations. The incremental formulation of this model is defined at time instant t as follows:

$$\mathbf{K}_G(\mathbf{u}(t)) \cdot \mathbf{u}(t) = \mathbf{F}(t), \quad (\text{S2.1})$$

Here, \mathbf{K}_G is the global nonlinear stiffness matrix comprising contribution of the finite displacements and plasticity and depending on current values of the displacement vector $\mathbf{u}(t)$ and $\mathbf{F}(t)$ is increments of external load vectors. The stresses are obtained for each element separately.

This comprises and reflects the two aforementioned failure cases: loss of the load-bearing capacity defined by strength (plastic yielding) criteria and loss of stability (buckling) defined by deformation criteria.

3. Investigation of the vertebral stability

For analyze correlation between osteoporosis and of the vertebral cortex buckling, two FE models of age-related degeneration with different trabecular bone properties were modeled (Fig. S2.1 c). The first model contains material properties of the healthy trabecular phase, while the second model takes into consideration properties of the trabecular phase degenerated due to osteoporotic degradation.

Each of the models under action of the purely axial and the combined monotonic loadings was considered, respectively. The time history is defined for time interval $0 \leq t \leq 1$. For of axial loading it is controlled by the specified displacement of the upper endplate $u(t)$, while torque, flexion and lateral bending are controlled by rotational displacement (twist angle) $\omega(t)$.

Physical nature of different models is qualitatively illustrated by deformed shapes of cortical shell (Fig. S3.1).

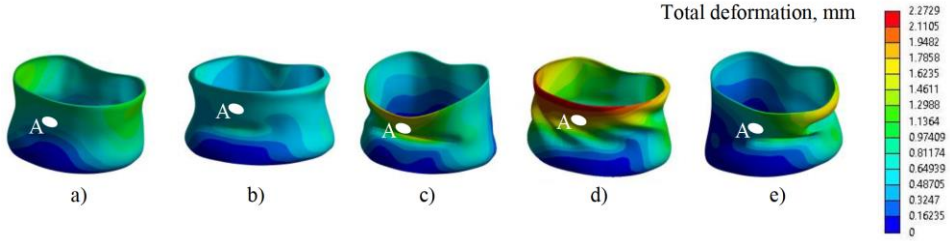


Fig. S3.1. The front view of deformed shapes of cortical shell and contour plot of total deformation after loading at time instant $\bar{t} = 1$: a) healthy vertebra under axial load; b) degenerated vertebra under axial load; c) degenerated vertebra under axial load combined with flexion; d) degenerated vertebra under axial load combined with torque; e) degenerated vertebra under axial load combined with lateral bending

Contribution of the osteoporotic degradation may be evaluated by significant differences in colour scale. It is obvious, that axial loading (Fig. S3.1 a and b) results into symmetrically deformed shapes while torsion, flexion and lateral bending (Fig. S3.1 c, d and e) is characterized by no-symmetric shift. The torsion dramatically changes deformation character yielding increase deformation along the inclined sharing plane.

Quantitative differences between various models are illustrated in Figures S3.2 a and b.

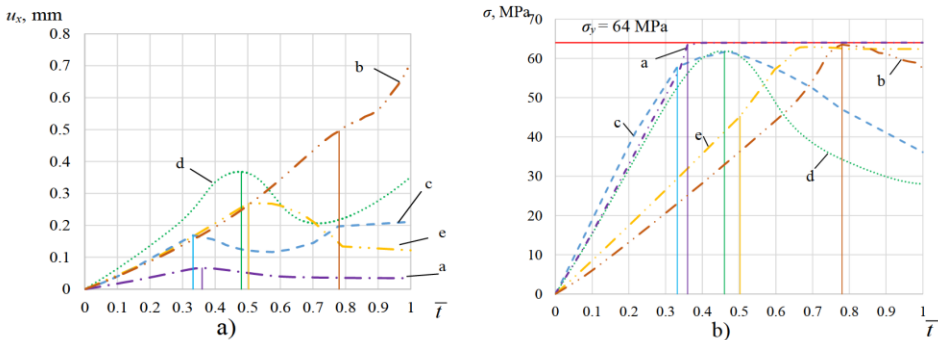


Fig. S3.2. Variation at point A in time: a) of displacement in horizontal direction; b) of von Mises tension (Curve a – healthy vertebra under F ; Curve b – degenerated vertebra under F ; Curve c – degenerated vertebra under F and M_y ; Curve d – degenerated vertebra under F and T ; Curve e – degenerated vertebra under F and M_x)

Variation of transversal displacement of selected point A is shown in Figure S3.2 a while variation of von Mises stress in selected point A can be seen in Figure S3.2 b. The point A location is chosen in advance to illustrate typical situation of cortical shell behavior.

On the basis of numerical results (Curve a) obtained for healthy vertebra body under axial load, it was found that the load carrying capacity of vertebra is characterized by strength criterion (Fig. 3.2 b). Therewith, local displacement is relatively small (Fig. 3.2 a).

By considering osteoporotic degenerated lumbar, the main point is switched to displacement based criteria. When compressing a degenerated vertebra, time history of the transversal displacement (Curve b) at point A, exhibits unlimited character illustrating unstable deformation behavior (Fig. S3.2 a). Osteoporotic degradation reduces the resultant axial stiffness.

Regarding combined axial and torsional, axial and flexion and axial and lateral bending loadings the behaviour of vertebra body defined by Curves c, d, e is different. Variation of displacement (Fig. S3.2 a) clearly shows presence of the critical points, consequently, load bearing capacity is predefined by the critical buckling load. This load is characterised by elastic state (Fig. S3.2 b).

According to statistical data, it is safe to assume that, most often, decrease of trabecular bone density occurs nearby the front vertebral wall. Due to these reasons, a gap forms between trabecular and cortical bones.

For analyze correlation between osteoporosis and of the vertebral cortex buckling, six FE models of age-related degeneration with different thicknesses of cortical bones and with different bonds of cortical and trabecular bones were finally generated.

The first model reflects a healthy cortex state. A connection between cortical wall and trabecular phase is implemented as a contact of two solids (Fig. S2.1 b). In the perfect case, the connection is modelled as a bonded contact, where no sliding or separation between faces or edges is allowed (Fig. S2.3 c).

In the case of osteoporotic degradation, the bond is weakened. The second model reflects the limit case with fully degenerated interface. The degradation effect could be evaluated by removing the connecting bond, and the gap was imposed between the shell and the solid (Fig. S2.1 d).

Degeneration degree is characterised by the reduction of the cortical bone thickness layer, dependent on the severity of osteoporosis.

Each of the models under action of the purely axial loading was considered. Static proportionally increasing loading is imposed by the vertical motion of the upper endplate with the maximal vertical displacement $u_z(t)$.

The characterisation of osteoporotic degradation is an illustration of displacements and stresses achieved at the loading.

The physical nature of different models is qualitatively illustrated by deformed shapes, and a colour plot of the displacement magnitude of the cortical shell is shown in Figure S3.3. Characterising deformation shapes in a colour scale clearly illustrates degradation degree. Unbonded contact leads to the occurrence of two higher-order deformation modes. Extremely high displacement, which exceeds nominal values by more than 1.5

times, is observed in the vicinity of point B. This result indicates buckling of shell in a vicinity of this point.

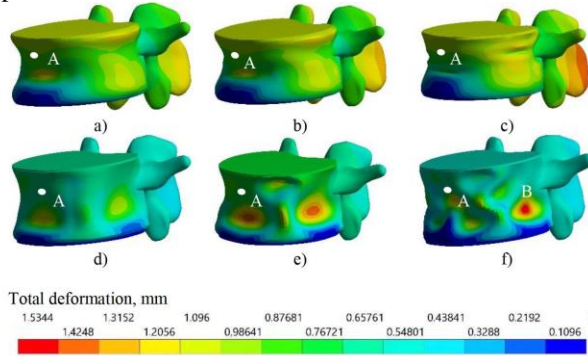


Fig. S3.3. Deformed shape effect at first bifurcation point: a) bonded trabecular bone, $t_{cor,1} = 0.5$ mm, $\bar{t}_{cr,a} = 0.86$; b) bonded trabecular bone, $t_{cor,2} = 0.4$ mm, $\bar{t}_{cr,b} = 0.85$; c) bonded trabecular bone, $t_{cor,3} = 0.2$ mm, $\bar{t}_{cr,c} = 0.58$; d) unbonded trabecular bone, $t_{cor,1} = 0.5$ mm, $\bar{t}_{cr,d} = 0.32$; e) unbonded trabecular bone, $t_{cor,2} = 0.4$ mm, $\bar{t}_{cr,e} = 0.32$; f) unbonded trabecular bone, $t_{cor,3} = 0.2$ mm, $\bar{t}_{cr,f} = 0.38$

The variation between force and displacement in horizontal direction $u_x(t)$ at point A explains post-buckling behaviour after bifurcation (Fig. S3.4 a).

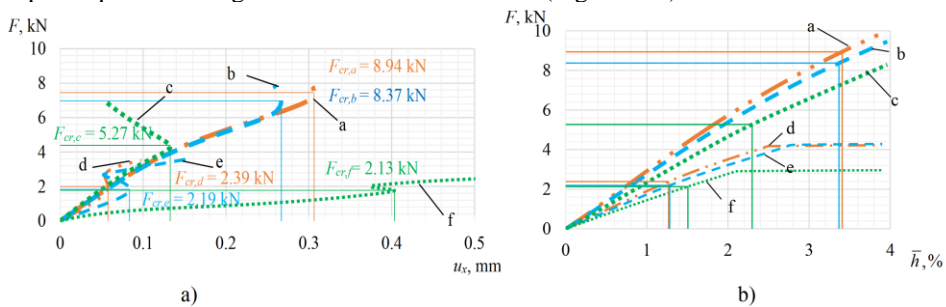


Fig. S3.4. Load dependency graph: a) displacement in horizontal direction u_x at point A, b) vertebral's height \bar{h}

It was found that the obtained critical loads illustrate different behaviour in the presence of a perfect bond. The first bifurcation point is denoted by thin lines indicating critical displacement on a horizontal axis and critical load on a vertical axis.

With an appearance of a gap between cortical and trabecular bones, the variation of displacement (Fig. S3.4 a) clearly shows the presence of a critical point. Descending of horizontal displacement indicates unstable motion after buckling. Global post-buckling instability defined by an unlimited drop of displacement corresponds to the case of bonded

shell–solid connection (Curves a, b, c). For the case of osteoporotic bonding, the secondary stability past is indicated. It is characterised by secondary branches of ascending loading (Curves d, e, f).

When the vertebra's cortical shell thickness was reduced to 0.2 mm, a displacement was 200% bigger than the shell thickness, appeared. Therefore, when compressing a degenerated vertebra, the time history of the transversal displacement at point A (Fig. S3.4 a) exhibits unlimited character, illustrating unstable deformation behaviour.

The most important results of the mechanical analyses are illustrated by considering the relative variation of vertebrae height (Fig. S3.4 b). According to medical practice, this parameter is used as a deformity grade. It is used as a fracture risk indicator. The normal state of vertebrae is characterised by deformability grade 0 which corresponds to variation $0 < \bar{\pi} < 20\%$. It is worth noting that the obtained values of $\bar{\pi} = 1.26\text{--}3\%$ are below the threshold value. It is obvious that buckling cannot be detected by the value used in conventional fracture risk methodology.

The presence of local degradation between cortical and trabecular bones may yield catastrophic consequences in the mechanical behaviour of lumbar vertebrae. The disappearance of a bond leads to local instability in the form of buckling.

4. Investigation of the lumbar spine stability

Mechanical study of osteoporotic lumbar L2–L4 fragment is presented in this chapter. Human lumbar spine segment's 3D finite element models were used. For analyze correlation between osteoporosis and on vertebrae shear and evaluation of load bearing capacity osteoporotic L3 vertebra, three models of age-related degeneration with different material properties were modeled (Fig. S2.1 a). The emphasizes is giving to evaluation of degraded bond between cortical shell and cancellous bone. The first model (Grade 1) reflects a healthy spine (Figure S2.1 c), the second (Grade 2) reflects a loss in trabecular bone density (Figure S2.1 c). Finally, the third model (Grade 3) will display the limit case of the bond weakened between the trabecular and cortical phases, as a result, the gap arises between the shell and the solid (Figure S2.1 d).

The behavior of the FE model is governed by kinematic boundary conditions. Zero motion is specified on the bottom L4, while proportionally increasing loading is imposed by the vertical motion of the upper endplate L2 with the maximal vertical displacement $u_z(t)$. Thus, external axial loading in time t is controlled by the instantaneous contribution of the displacement.

In Figure S4.1 presentation of numerical results is limited by discussion of L3 vertebra. Physical nature of different models is qualitatively illustrated by deformation behavior. The colored contour plot illustrates of displacement magnitude in unified scale. The displacement values are defined in millimeters. It was observed, that healthy example (Grade 1) has the most rigid properties, and it is characterized by the smallest displacements (Figure 2a). In comparing to that, degradation of cancellous tissue (Grade 2) yields large displacements, retaining, however, simile deformed shape (Figure 2b). Degradation of the cortical shell (Grade 3) leads to more complex deformation shape where local imperfections are clearly observed (Figure 2c).

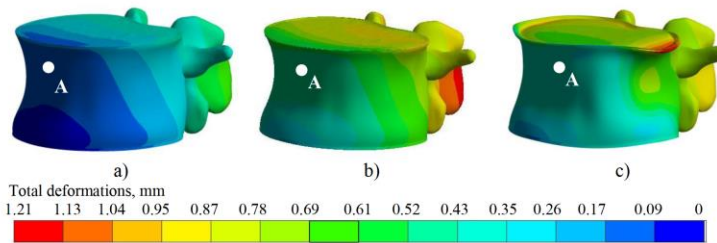


Fig. S4.1. The view of deformed shapes of L3 vertebra and contour plot of total deformations (mm) after loading at time instant t_{max} : a) Grade 1; b) Grade 2; c) Grade 3

Essential properties of the compressed anatomic cylinder may be characterized explicitly by the force–displacement $F(t) - u(t)$ relationship (Fig. S4.2).

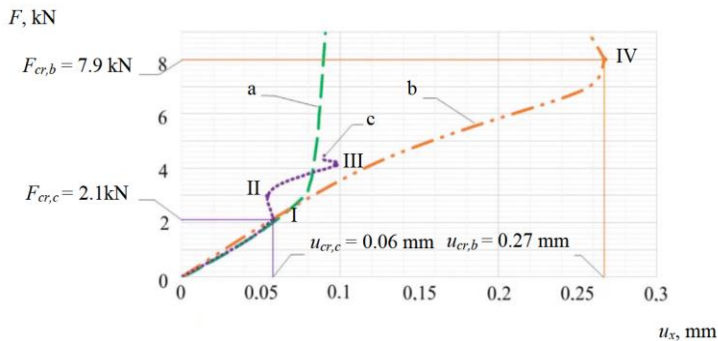


Fig. S4.2. Point's A forces-horizontal displacement u_x relationship

The healthy sample (Curve a) exhibit monotonic increasing for displacement character indicating stable deformation behavior. The next Curve b analogously illustrate the osteoporotic degradation of lumbar vertebra in the case of perfect bonding with shell. This curve demonstrates the global post buckling instability at point IV where critical load $F_{2,cr} = 8.0$ kN. Therefore, when compressing a degenerated lumbar, the time history of the transversal displacement at point I (Figure 3) exhibits unlimited character, illustrating unstable deformation behavior. The third Curve c illustrate the variation of these quantities for the case of degenerated bond. The descending character of displacement from point I to point II and above point III indicates unstable deformation. Consequently, load-bearing capacity is predefined by the critical buckling load $F_{3,cr} = 2.1$ kN.

In Figure S4.3 comparison of the L2–L4 deformed shapes. Generally, the deformed shapes reflect deformation mode column like structure. The first subfigure illustrates the healthy spine (Grade 1). The second subfigure reflects results limited to degradation of trabecular tissue (Grade 2), while the third subfigure include additionally degradation of cortical shell (Grade 3). In the simulated osteoporotic spine, there is a higher mobility compared with healthy states.

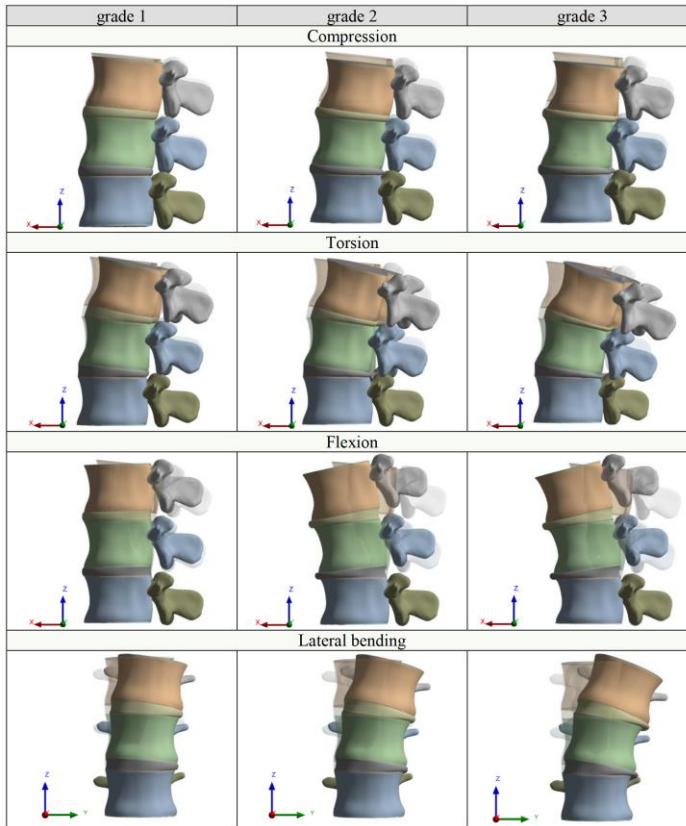


Fig. S4.3. The view of deformed shapes of L2–L4 lumbar spine: healthy model and models with osteoporotic degeneration

Increase of osteoporotic degradation leads to nonlinear varying compression of the IVD. As a result, IVD is transformed into trapezia shape and arise shearing forces. The shearing effect is characterized by the sheared displacement of weakest element IVD. In summary, the shearing deformations result into in-plane shift of vertebra.

The values of shearing displacement are given in Fig. S4.4. In the simulated osteoporotic degradation (Grade 2 and 3), a higher mobility is detected at every lumbar vertebral level when comparing with healthy conditions.

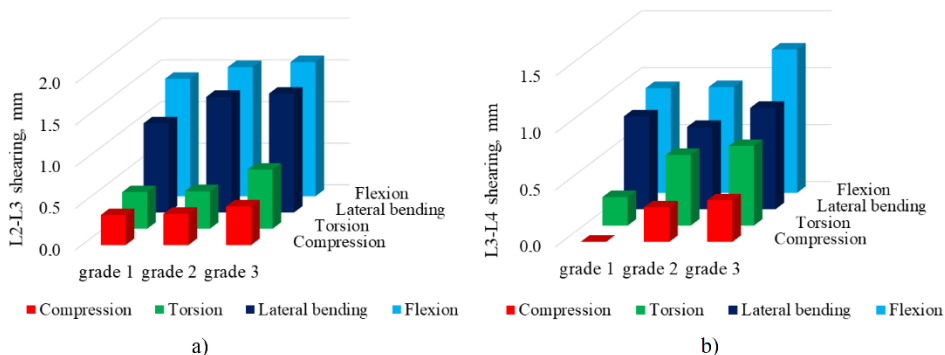


Fig. S4.4. Vertebras shearing (Δb) versus degeneration of aging: a) L2–L3; b) L3–L4

The performed numerical lumbar spine stability analyses of considered lumbar spine two-motion segments discovered that the presence of osteoporotic degradation, especially degradation of the cortical shell, may yield catastrophic consequences in the mechanical behaviour of lumbar vertebrae, such as increased segmental shearing and vertebrae fracture, which results spine can lose stability.

General conclusions

1. Having analyzed the scientific literature on the dissertation topic, it was concluded that the pathological changes in the structure and mechanical properties of vertebral bone tissue affect the instability of the spinal column. However, the existing finite element investigations on the influence of these changes on the stability of the spine are not sufficient.
2. FEA model to simulate the stability of the lumbar spine segment is proposed in the present thesis. This two-level model consisting of the distinct vertebra and a spinal fragment is formulated as a geometrically nonlinear elastic analysis problem. The cortical shell of the vertebra is modelled as a thin-walled shell discretized by the two-dimensional shell elements, while the trabecular tissue is modelled as a solid homogeneous three-dimensional body discretized by the three-dimensional solid elements. Such model can take into account the pathological changes that affect the stability and that are characterized by the cortical bone thinning, degradations of indexes of bone tissue and debonding of the cortical bone from the trabecular tissue.
3. FEA of the stability of the distinct vertebrae damaged by the osteoporosis and carried out by taking into account the pathology of the cortical bone and the dissolution of the trabecular tissue showed that the instability is caused mainly by the strains of the cortical bone that is thinned by the osteoporotic changes. Due

to increased vertebra local deformations entailed by the dissolution of the trabecular tissue the load according to the instability condition is lower than the load according to the strength condition.

4. Having done the finite element analysis of the stress–strain state of the lumbar vertebra L3 by taking into account the trabecular tissue pathology it was concluded that the most dangerous is the combined compressive and torsional deformation under which the instability of the osteoporotic vertebra occurs due to formation of the local deformation.
5. 3D printing three-dimensional vertebra model was created and tested to validate the FEA model proposed in the present thesis. The good agreement between test and calculation results was obtained. The difference is not bigger than 4%.
6. Having investigated the part of the spine of two movable segment L2–L4 it was determined that the spine losses their stability due to the interslip of the intervertebral discs caused by the changing of the geometry of the discs entailed by the thinning of the cortical bone and by the non-uniform dissolution of the trabecular tissue.
7. The results of the present thesis provide important information on the potentially dangerous pathologies of the bone tissue whose effects may result in loss of spine stability before reaching the bearing capacity according to the strength conditions.
8. As the developed models describe the individual and essentially hypothetical cases of the pathology of the bone tissue, the presented results cannot yet be directly applied in medical practice. This model could be applied in practice by improving its exactness by a bigger number of the indexes of pathologies. In order to obtain more accurate results of the loss of spine stability, the future researches should take into account the influence of pathology in the discs, ligaments and muscles.

Priedai¹

A priedas. Disertacijos autorės sąžiningumo deklaracija

B priedas. Bendraautorių sutikimai teikti publikacijoje
skelbtą medžiagą mokslo daktaro disertacijoje

C priedas. Autorės mokslinių publikacijų disertacijos tema
kopijos

¹ Priedai pateikiami pridėtoje kompaktinėje plokštelėje.

KAULINIO AUDINIO PATOLOGIJOS POVEIKIO
ŽMOGAUS STUBURO STABILUMUI SKAITINIS
TYRIMAS

Daktaro disertacija

Technologijos mokslai,
mechanikos inžinerija (T 009)

NUMERICAL INVESTIGATION OF THE EFFECT
OF BONE TISSUE PATHOLOGY ON HUMAN
SPINE STABILITY

Doctoral Dissertation

Technological Sciences,
Mechanical Engineering (T 009)

2020 05 22. 12 sp. I. Tiražas 20 egz.
Vilniaus Gedimino technikos universiteto
leidykla „Technika“,
Saulėtekio al. 11, 10223 Vilnius,
<http://leidykla.vgtu.lt>
Spausdino UAB „BMK leidykla“
A. Mickevičiaus g. 5, 08119 Vilnius